

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**ESTRATÉGIA DE APOIO À MARCHA
HUMANA ASSISTIDA POR ANDADOR
ROBÓTICO BASEADA EM FORÇAS DE
INTERAÇÃO**

CAMILO ARTURO RODRÍGUEZ DÍAZ

VITÓRIA – ES

2014

CAMILO ARTURO RODRÍGUEZ DÍAZ

ESTRATÉGIA DE APOIO À MARCHA HUMANA ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO BASEADA EM FORÇAS DE INTERAÇÃO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de robótica.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto.

Co-orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

VITÓRIA – ES

2014

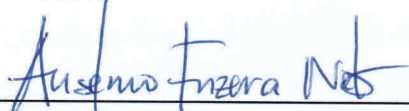
CAMILO ARTURO RODRÍGUEZ DÍAZ

ESTRATÉGIA DE APOIO À MARCHA HUMANA ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO BASEADA EM FORÇAS DE INTERAÇÃO

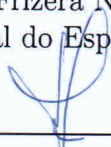
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de robótica.

Aprovada em 14 de março de 2014.

Comissão Examinadora:



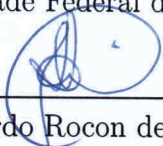
Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto – Orientador
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho – Co-orientador
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Evandro Ottoni T. Salles
Universidade Federal do Espírito Santo



Dr. Eduardo Rocon de Lima
Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC)/Espanha

*Aos meus pais, Publio, Victoria e Ana.
Aos meus irmãos e amigos, e à minha Rosa.*

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a meu orientador Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto, pelo apoio prestado durante todo o processo de formação em minha área de pesquisa. Seu ânimo de compartilhar seu conhecimento e sua entrega para trabalhar em equipe foram fatores fundamentais no desenvolvimento desta pesquisa.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, quem também contribuiu com conhecimentos valiosos no meu processo de formação e permitiu abrir as portas para a oportunidade de desenvolver este trabalho.

Ao Grupo de Pesquisa do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES, em especial aos alunos de Iniciação Científica, e alunos de Pós-Graduação que foram partícipes do desenvolvimento desta pesquisa.

À minha família, minha Rosa e meus amigos que sempre acreditaram em mim, dando seu apoio incondicional, e desejando as melhores coisas para meu bem-estar.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES pelo espaço concedido e pela oportunidade de me formar com conhecimentos sólidos fornecidos pelos professores.

Ao CNPQ pela apoio financeiro concedido, que permitiu o desenvolvimento desta pesquisa.

Camilo Arturo Rodríguez Díaz

“A virtude, como a arte, se consagra
constantemente ao que é difícil de
fazer, e quanto mais difícil é a tarefa,
mais brilhante é o sucesso”

Aristóteles

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um andador robótico para auxílio a pessoas com deficiência na marcha, para compensação funcional ou para reabilitação, com ênfase em uma estratégia de apoio à marcha humana baseada em forças de interação entre o usuário e o andador. Para isso, inicialmente é abordado o estudo de alguns dispositivos de ajuda à marcha, dentre os quais são destacados os andadores robóticos mais atuais e citados na literatura. A revisão bibliográfica dá ênfase aos andadores que utilizam sensores de força como canal de interação física. Neste contexto, é apresentado o Projeto de Pesquisa “*UFES Smart Walker*”, desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo, o qual dá continuidade a um Projeto de Pesquisa espanhol SIMBIOSIS desenvolvido no *Centro de Automática y Robótica do Consejo Superior de Investigaciones Científicas CSIC*.

Para interagir com o usuário, o *UFES Smart Walker* está dotado de sensores de força triaxiais sob os apoios dos antebraços, sensor de varredura laser para detectar as pernas do usuário, e locomoção assistida por motores, além de eletrônica embarcada para o processamento dos sinais em tempo real. A fim de desenvolver uma interface mais natural entre o usuário e o andador, um rigoroso processamento de sinais baseado em filtros adaptativos é realizado.

Este andador robótico proporciona uma ferramenta de reabilitação mais natural, segura e adaptada às necessidades do usuário, sendo que, a validação do dispositivo envolveu vários experimentos, nos quais são analisados todos os sinais do processo, com o objetivo de determinar o comportamento da estratégia de interação homem-máquina. O processo de validação foi dividido em três etapas: forças de interação entre o usuário e o andador, parâmetros relacionado com a marcha, e resposta dos controladores de alto e baixo nível.

Abstract

This work presents the development of a robotic walker to aid people with motion disabilities. The device may be used for functional compensation or rehabilitation purposes, with a focus on a gait strategy based on interaction forces. For this purpose, a initial study of some gait supporting devices is performed, among which the most current and cited Smart Walkers in the literature are highlighted. A special attention is given to the walkers with force sensors used for physical interaction strategies. In this context, it is presented the UFES Smart Walker Project, developed at the Federal University of Espírito Santo (UFES) in the Post-Graduate Program in Electrical Engineering, giving continuity to the Spanish Project SIMBIOSIS, developed at the Spanish National Research Council.

To interact with the user, the UFES Smart Walker is equipped with triaxial force sensors under the forearm supporting platforms, a laser range sensor to detect the user's legs, and assisted locomotion. In addition, embeded electronic modules are used for real time signal processing. In order to develop a more natural force interface between the user and the walker, a rigorous signal processing based on adaptive filters is also presented.

The goal of this Smart Walker is to provide a more natural, safe and adapted rehabilitation tool to the user. For this, the validation of the device comprises several experiments in which all signals are analyzed, with the objective of determining the behavior of the human-machine interaction. The validation process is divided into three stages: interaction forces between the user and the walker, extraction of parameters related with the gait and response of high and low level controllers.

Sumário

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xix
Glossário	20
1 Introdução	21
1.1 Motivação	21
1.2 Objetivos	23
1.3 Estrutura do Trabalho	24
2 Dispositivos de Ajuda à Mobilidade	26
2.1 Dispositivos de Apoio à Marcha Humana	26
2.1.1 Bengalas	27
Bengala Padrão.	27
Bengala com dobra ou <i>offset</i>	27
Bengala de Quatro Patas.	27
<i>Walk canes</i>	27
2.1.2 Muletas	28
Muletas Axilares.	28
Muletas Canadenses.	28

2.1.3	Andadores Convencionais	29
	Andador Padrão.	29
	Andador Híbrido.	29
	Andador Híbrido com Rodas de Segurança.	30
	Andador de Quatro Rodas (<i>Rollator</i>).	30
2.2	Andadores Robóticos (<i>Smart Walkers</i>)	32
2.2.1	As Vantagens dos <i>Smart Walkers</i>	32
	Física.	33
	Sensorial.	33
	Cognitiva.	33
	Monitoramento da saúde.	33
2.2.2	Exemplos mais Relevantes de <i>Smart Walkers</i> na Literatura	34
	CAIROW (<i>Context-aware Assisted Interactive Robotic Walker</i>).	34
	SIMBIOSIS.	35
	Walkmate.	36
	PAM-AID.	37
	GUIDO.	38
	WalkingHelper II.	39
	MARC.	40
	PAMM.	41
2.3	Desafios Atuais e Tendências	41

3	Arquitetura do Sistema	44
3.1	Proposta do <i>UFES Smart Walker</i>	44
3.2	Estrutura Mecânica	45
3.3	Plataforma de Aquisição e Controle	46
3.3.1	Subsistema de Medição de Forças de Interação de Membros Superiores do Usuário	47
3.3.2	Subsistema de Aquisição de Parâmetros da Evolução Espaço Temporal dos Membros Inferiores do Usuário	48
3.3.3	Subsistema de Locomoção	50
3.3.4	Unidade de Processamento Central	53
3.4	Sistema de Alimentação	55
3.5	Interface de Programação do Andador Robótico	56
4	Processamento dos Sinais dos Sensores de Força	58
4.1	Introdução	58
4.2	Sinais Típicos dos Sensores de Força	59
4.2.1	Proposta Geral de Filtragem	60
4.3	Filtro Recursivo	61
	Filtros Digitais FIR.	61
	Filtros Digitais IIR.	62
4.4	Filtro Adaptativo	64
4.5	Proposta Final de Filtragem	68
4.6	Validação da Estratégia de Filtragem	70
4.6.1	Resultados da Filtragem Recursiva	70

	Validação do Filtro <i>Butterworth</i>	70
4.6.2	Resultados da Filtragem Adaptativa	72
	Distâncias dos Membros Inferiores para Estimação da Cadência da Marcha Humana.	72
	Seleção de Parâmetros para Filtro Adaptativo FLC.	73
4.6.3	Resultados Gerais	74
5	Proposta e Validação da Estratégia de Controle do Andador Robótico	76
5.1	Introdução	76
5.2	Esquema Geral de Controle	76
5.3	Controlador de Baixo Nível	77
	5.3.1 Modelo Cinemático do Andador	77
	5.3.2 Controlador PID	78
	5.3.3 Implementação e Ajuste de Parâmetros do Controlador PID	79
5.4	Controlador de Alto Nível	81
	5.4.1 Diagrama Anterior de Controle de Alto Nível	81
	5.4.2 Etapa de Filtragem	82
	5.4.3 Condicionamento do Sinal de Entrada do Controlador Fuzzy	82
	5.4.4 Controlador Baseado em Lógica Fuzzy	83
	5.4.5 Condicionamento do Sinal de Saída do Controlador Fuzzy	85
	5.4.6 Controlador de Baixo Nível	86
5.5	Controlador Proposto neste Trabalho	86
	5.5.1 Modificação da Etapa de Filtragem	87
	5.5.2 Modificação do <i>Setpoint</i> de Velocidade Linear	87

5.5.3	Obtenção da Velocidade Linear do Usuário em Tempo Real . . .	88
5.6	Protocolo para Validação do Sistema de Controle Proposto	89
5.6.1	Validação do Controlador de Baixo Nível	89
5.6.2	Validação do Algoritmo de Estimação da Velocidade Linear do Usuário	90
5.6.3	Estimação das Componentes Relacionadas com Oscilações do Tronco Durante a Marcha Assistida	91
5.6.4	Validação dos Controladores de Alto Nível	94
5.7	Resultados e Discussão	95
5.7.1	Resposta do Controlador Baixo Nível	95
5.7.2	Resposta da Filtragem das Forças de Interação	96
5.7.3	Comparação dos Parâmetros da Marcha	98
5.7.4	Resposta do Controlador de Alto Nível	100
5.8	Regras de Segurança	102
	Antebraços Apoiados.	102
	Intenção de Freiar.	102
	Amplitude dos Passos da Marcha.	102
	Botão de Segurança.	102
6	Conclusões e trabalhos futuros	104
6.1	Conclusões	104
	Força de Interação.	105
	Detecção de Pernas.	106
	Integração de Dispositivos.	106

Realização de Histórico.	106
Segurança.	106
6.2 Publicações Relacionadas com este Trabalho de Pesquisa	106
Revistas científicas	106
Congressos nacionais e internacionais.	107
Capítulo de Livro.	107
6.3 Trabalhos Futuros	108
Bibliografia	109

Lista de Figuras

Introdução	21
1 Tipos de bengalas. (a) Bengala Padrão; (b) Bengala compensada; (c) Bengala de 4 patas; (d) <i>Walk canes</i>	28
2 Tipos de muletas. (a) Muletas axilares; (b) Muletas canadenses.	29
3 Tipos de andadores. (a) Andador padrão; (b) Andador híbrido; (c) Andador híbrido com rodas de segurança; (d) Andador Rollator.	31
4 Andador CAIROW.	35
5 Andador SIMBIOSIS.	36
6 Andador WalkMate.	37
7 Andador PAM-AID.	38
8 Andador GUIDO.	39
9 Andador WalkingHelper II.	40
10 Andador MARC.	41
11 Andador PAMM.	42
12 (a) Esquemático; (b) Foto do <i>UFES Smart Walker</i>	44
13 Estrutura do <i>UFES Smart Walker</i>	46
14 Plataforma de aquisição e controle.	46
15 Eixos de sensores de força.	47
16 Esquema de aquisição dos sensores de força.	48

17	Sinal típico do sensor de Força.	48
18	Localização do sensor laser.	49
19	Resultado da detecção das pernas.	49
20	Esquema de aquisição do sensor laser.	50
21	Sequência de comunicação serial do sistema laser.	50
22	Subsistema de locomoção.	51
23	Sequência de comunicação serial do sistema de locomoção.	51
24	Sequência de comunicação serial dos <i>encoders</i>	52
25	Módulos e arquitetura <i>PC/104-plus</i>	53
26	Modelo em blocos do programa final em Simulink.	57
27	Esquema de armazenamento dos dados coletados.	57
28	Sinais típicos do sensor de força durante a marcha assistida pelo andador.	59
29	Proposta geral de filtragem.	61
30	Resposta em frequência de um filtro passa-baixas <i>Butterworth</i> para ordens distintas.	64
31	Estrutura do filtro <i>Fourier Linear Combiner (FLC)</i>	65
32	Estrutura do filtro <i>Weighted-frequency Fourier Linear Combiner (WFLC)</i>	67
33	Algoritmo para eliminação da cadência dos sinais de força.	68
34	Filtragem do sinal de força.	72
35	Determinação da cadência do sinal da evolução espaço-temporal da marcha humana.	73
36	Seletividade do filtro FLC.	74
37	Resultado do cancelamento da cadência da marcha humana dos sinais de força de interação de membro superior usando filtragem adaptativo.	75

38	Esquema geral de controle do andador.	77
39	Cinemática do <i>UFES Smart Walker</i>	77
40	Raio de giro do <i>UFES Smart Walker</i>	78
41	Controlador PID em paralelo.	79
42	Laço do Controlador PID.	80
43	Resposta ao impulso do Controlador PID; (a) Motor Esquerdo; (b) Motor Direito.	80
44	Controlador <i>Fuzzy Logic</i> usado para a guiagem do andador proposto em (Frizzera, 2010) mais melhora do controlador PID de baixo nível.	82
45	Funções de pertinência para os sinais de entrada ao controlador Fuzzy.	84
46	Funções de pertinência para os sinais de saída do controlador Fuzzy.	85
47	Uso da velocidade linear do usuário para o controlador proposto.	86
48	Algoritmos adaptativos empregados para extração da velocidade linear do usuário.	88
49	Experimentos propostos para a validação do controlador de baixo nível.	90
50	(a) Pessoa de estatura alta; (b) Pessoa de estatura media; (c) Pessoa de estatura baixa.	91
51	(a) Evolução espaço-temporal das pernas direita (vermelho) e esquerda (azul); (b) Diferença da posição das pernas; (c) Cadência estimada pelo algoritmo WFLC; (d) Amplitude estimada pelo algoritmo FLC (compensada); (e) Velocidade obtida do produto da amplitude pela cadência estimada.	92
52	(a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude, separando os usuários testados em três categorias com base na altura, em azul, verde e vermelho, respectivamente, para usuários baixos, médios e altos; (b) Erro quadrático médio para cadência dos três grupos de usuários, da esquerda para a direita: baixos, médios e altos. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor.	93

53	(a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude, separando os testes em duas categorias com base na velocidade pretendida, em azul e vermelho, respectivamente, para testes feitos com 250 mm/s e 500 mm/s; (b) Erro quadrático médio para cadência dos dois grupos de testes com diferentes velocidades, da esquerda para direita: 250 mm/s e 500 mm/s. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor a que se referem. . . .	93
54	Cenário para validação dos controladores.	94
55	Fotograma do experimento.	95
56	Resultado da validação do controlador de baixo nível para velocidade linear.	95
57	Resultado da validação do controlador de baixo nível para velocidade linear mais velocidade angular.	96
58	Sinais de força dos eixos Y e intenções de movimento relacionados. . . .	97
59	(a) Sinal de força obtida do braço direito eixo Z, em verde. Em vermelho, sinal filtrado por filtros $PB + FLC + WFLC$; (b) Transformada Discreta de Fourier dos dois sinais e cancelamento das componentes relacionadas com a oscilação do tronco na marcha.	97
60	(a) Sinais obtidos pelo sensor de varredura laser para o caso do controlador proposto; (b) Cadência estimada para os três experimentos; (c) Amplitude estimada; (d) Velocidade linear do usuário estimada. Sinais sem controle em vermelho. Em verde sinais com controlador Fuzzy. Em preto sinais com controlador proposto.	98
61	Comparação de velocidade linear e angular do controlador Fuzzy (a) e (b), com o controlador proposto (c) e (d).	101
62	Sistema de segurança do <i>UFES Smart Walker</i>	103

Lista de Tabelas

1	Comparação dos andadores.	31
2	Vantagens e desvantagens dos andadores.	31
3	Características dos motores	46
4	Caraterísticas do sistema de força.	47
5	Características módulo PCM-3910.	56
6	Comparação dos filtros <i>Butterworth</i> , <i>Chebyshev</i> , e <i>Elíptico</i>	63
7	Validação das caraterísticas do filtro. Valores dados na forma média±desvio padrão.	71
8	Regras do sistema Fuzzy.	85
9	Comparação dos parâmetros analisados da marcha: cadência, amplitude e velocidade linear do usuário. Valores dados na forma (média ± desvio padrão).	100
10	Comparação das velocidades linear e angular do andador com os <i>setpoints</i> . Valores dados na forma (média ± desvio padrão).	101

Glossário

FLC: *Fourier Linear Combiner*, filtro adaptativo que pode estimar a amplitude e fase de um sinal com a frequência conhecida.

WFLC: *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner*, filtro adaptativo que pode estimar a amplitude, fase e frequência de um sinal quase senoidal.

PID: *Proportional Integral Derivative*, uns dos controladores mais usados nos problemas de controle na indústria.

1 *Introdução*

1.1 *Motivação*

O número de pessoas com mais de 60 anos no mundo aumentou de 205 milhões, nos anos 50, para 893 milhões, no ano 2011 (United Nations, 2011). Estima-se que para o ano 2050 haverá, aproximadamente, 2 bilhões de idosos, dos quais, 58 milhões pertencem ao Brasil sendo o quinto país com maior população idosa (United Nations, 2013). Atualmente, o Japão é considerado o país com a maior porcentagem de pessoas idosas, correspondendo a 24,1% de sua população total. Esta porcentagem será cada vez maior e, em 2050, pode atingir a taxa de 38,8% da população (Statistics Bureau, 2013). Com o aumento do número de pessoas idosas, dos problemas relacionados com o envelhecimento e considerando a necessidade de pessoas que cuidem deste coletivo, é de grande utilidade desenvolver dispositivos e aplicações que apoiem ou ajudem estas pessoas em suas atividades habituais (Frizera et al., 2008).

Os transtornos da marcha representam um dos problemas mais comuns em pessoas idosas (Instituto Nacional de Estadística, 2009). Estes transtornos afetam as capacidades motoras do indivíduo para se deslocar adequadamente de um lugar a outro e, conseqüentemente, reduz a sua independência. Esta situação torna este coletivo susceptível às quedas, e também gera males associados ao sedentarismo, tais como problemas cardíacos, renais, e ósseos. Com a diminuição da atividade de caminhar, as pessoas idosas começam a apresentar uma diminuição do tônus muscular, o que pode agravar doenças, tais como osteoporose ou artrite (Mahoney et al., 1998). Pode ainda ocorrer a perda gradativa das funções físicas, sociais, emocionais e cognitivas nas atividades do dia-a-dia (King e Tinetti, 1996).

Aproximadamente 55% das quedas dos idosos estão relacionadas com a marcha, 32% com transtornos de equilíbrio (Blake et al., 1988) e o restante com fatores externos

ao indivíduo. As quedas podem ser causadas por fatores intrínsecos, tais como: desordens na marcha, diminuição do tono muscular, neuropatia periférica, ortostase, doenças articulares degenerativas, problemas de visão e/ou demência, noctúria e deformidades nos pés (Duxbury, 2000).

Os fatores extrínsecos que podem dar a origem às quedas são: superfícies irregulares, má iluminação, escadas, chão escorregadio, calçados inadequados, dispositivos de ajuda ambulatoria incorretos, estrutura desfavorável de móveis, uso de medicamentos e uso de bebidas alcoólicas (Duxbury, 2000). Aproximadamente dois terços das quedas se devem a uma causa extrínseca, e um terço a uma causa intrínseca (Campbell et al., 1981). Um transtorno adicional à marcha ou problemas relacionados com o equilíbrio aumentará a probabilidade de queda e lesão causadas por qualquer fator extrínseco (Dunn et al., 1992).

Uma das causas de morte entre as pessoas maiores de 65 anos são os traumas gerados por quedas. Aproximadamente 35% dessa população sofre algum tipo de queda por ano, sendo a maioria destas não prejudiciais e não reportadas aos profissionais da saúde (Prudham et al., 1981). Entretanto, 5% destas quedas terminam em lesões graves, das quais a metade requer hospitalização devido a fraturas, traumas na cabeça, entre outras (Gryfe et al., 1977). Das pessoas hospitalizadas, aproximadamente 50% morrem devido a causas não diretamente relacionadas com as lesões geradas pela queda, mas sim devido a fatores associados com o repouso em cama, falta de condição física e deterioração geral da saúde (Duxbury, 2000).

Durante vários anos, alguns pesquisadores têm abordado as necessidades de pessoas com deficiência de mobilidade, utilizando tecnologias assistenciais (Ceres, 2007). Em particular, o campo da robótica permitiu a incorporação de sensores e atuadores, dispositivos de suporte de construção estável e segura, e a utilização generalizada destes dispositivos para uma população mais diversa e com diferentes graus de disfunções relacionadas com a locomoção (Martins et al., 2011).

Existem basicamente dois grupos de dispositivos de assistência para ajudar às pessoas com problemas de mobilidade: os dispositivos alternativos e os aumentativos (Frizera et al., 2008). A seleção do tipo de dispositivo a ser utilizado é feita com base no grau de limitação motora do usuário.

No caso de incapacidade total da mobilidade, algumas soluções alternativas são

empregadas, tais como: cadeiras de rodas ou veículos autônomos especiais (Mazo, 2001; Ceres et al., 2005; Raya et al., 2012). Por sua vez, os dispositivos aumentativos são empregados com o fim de utilizar a capacidade residual de caminhar dos usuários. O objetivo destes é evitar, se possível, o uso inadequado e precoce de dispositivos alternativos, melhorando ou, ao menos, mantendo as capacidades físicas e cognitivas dos usuários por meio da compensação funcional (Martins et al., 2011). Estes elementos aumentativos podem ser usados como dispositivos externos portáteis de treinamento de marcha, por exemplo muletas, bengalas e andadores, ou auto-portados, tais como próteses ou órteses (Frizera et al., 2008).

Entre os dispositivos externos aumentativos, os andadores têm um lugar importante, dado o número de usuários, sua simplicidade e potencial de reabilitação. Estes dispositivos também são interessantes, pois servem tanto como apoio durante a bipedestação, como para fazer uso da capacidade de locomoção residual do indivíduo, evitando, assim, o uso precoce de cadeiras de rodas e deterioração da saúde causada pela falta de atividade (Lacey e Dawson-howe, 1997).

No contexto da reabilitação com dispositivos aumentativos, os andadores oferecem estabilidade para o usuário com pouca força nas pernas ou pouco equilíbrio, melhorando a base de apoio e sustentação de peso do usuário. Além disso, proporcionam segurança e confiança ao serem utilizados (Faruqui e Jaebblon, 2010).

Esta dissertação de mestrado denominada “Estratégia de Apoio à Marcha Humana Assistida por Andador Robótico Baseada em Forças de Interação” utiliza dois sensores de força triaxiais localizados nas bases de apoio para os membros superiores do usuário no andador, a fim de determinar a intenção de movimento do usuário, além de um sensor de varredura laser, localizado na parte inferior do andador, para determinar alguns parâmetros da evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário. A informação dos sensores é processada em tempo real e, então, tomada uma ação de controle para o movimento do andador.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é a implementação de uma estratégia de apoio à marcha humana baseada em forças de interação para o andador robótico da UFES.

O dispositivo será comandado a partir de sinais de forças de interação dos membros superiores do usuário com o andador, e sinais da evolução espaço temporal dos membros inferiores. O controle será feito em tempo real utilizando um computador embarcado no dispositivo.

Para alcançar tal objetivo geral, propõe-se os objetivos específicos apresentados abaixo:

- Estudo do estado da arte relacionado com controladores baseados em forças de interação orientado a andadores inteligentes.
- Instalação de sensores de força no andador.
- Detecção de intenções de movimento do usuário baseada em forças de interação.
- Implementação do algoritmo de controle baseado em forças de interação.
- Validação experimental do controlador e detecção de intenções de movimento com indivíduos saudáveis.

1.3 Estrutura do Trabalho

Com os objetivos já propostos, é apresentada a estrutura geral dos capítulos contidos neste trabalho, onde pode ser observado o desenvolvimento do *UFES Smart Walker*.

No Capítulo 2 são apresentados os dispositivos de ajuda à marcha, com ênfase nos andadores, uma vez que estes dispositivos são o foco deste trabalho. É também feita uma revisão do estado da arte dos andadores robóticos ou *Smart Walkers* mais relevantes da literatura, além de uma análise destes dispositivos, propondo algumas ideias para melhorar os sistemas atuais.

No Capítulo 3 é apresentada a proposta do *UFES Smart Walker*, o desenvolvimento da arquitetura mecânica, o *hardware* empregado e a instrumentação do andador. Apresenta-se, também, uma breve descrição da interface do *software* usado para a criação e a execução em tempo real do controle do dispositivo.

No Capítulo 4 é apresentada a estratégia de filtragem e processamento dos sinais de força de interação do usuário com o andador e dos sinais da evolução espaço temporal dos membros inferiores do usuário, para que estes sinais sejam usados como entradas do controlador do dispositivo. Para conseguir este objetivo, faz-se uso de filtros adaptativos, além de filtros digitais recursivos para eliminar componentes indesejados dos sinais dos sensores em tempo real.

No Capítulo 5 é apresentada a estrutura de controle do andador, a qual se divide em duas partes: controlador de alto nível, baseado em lógica *Fuzzy*, e controlador de baixo nível, baseado em um PID discreto. Neste capítulo são apresentados os experimentos para a validação do algoritmo do controlador proposto neste trabalho.

Para finalizar o documento, são apresentados os resultados e as conclusões deste trabalho no Capítulo 6, propondo ideias para dar continuidade do mesmo em trabalhos futuros, tais como melhorias na interação homem-máquina para criar uma ferramenta de reabilitação mais natural, segura e adaptada às necessidades do usuário.

2 Dispositivos de Ajuda à Mobilidade

2.1 Dispositivos de Apoio à Marcha Humana

A marcha humana é um mecanismo complexo pelo qual uma variedade de músculos trabalham juntos com exata coordenação para criar a locomoção humana (Yang e Kong, 2009). Com o envelhecimento, esta atividade pode-se ver comprometida dado que são geradas uma série de alterações na marcha humana. A velocidade tende a diminuir para aumentar a eficiência do movimento do corpo e o tamanho do passo é reduzido para maximizar o equilíbrio. Desta forma o individuo consegue diminuir de forma natural o risco de queda (Dubowsky et al., 2000). Por outra parte, algum tipo de disfunção nos sistemas nervoso, sensorial e físico pode comprometer total ou parcialmente a atividade de locomoção.

De acordo com as diferentes disfunções de marcha, existem diversos dispositivos que ajudam a melhorar as habilidades motoras de um indivíduo, tais como bengalas, muletas, e andadores. De acordo com (Kaye et al., 2000), estima-se que 6,1 milhões de adultos nos Estados Unidos fazem uso de dispositivos que ajudam à mobilidade, e dois terços deste grupo são maiores de 65 anos, dentre os quais, as bengalas são utilizadas por 10% e os andadores são utilizados por 4,6%.

Os dispositivos de assistência à mobilidade proporcionam equilíbrio e estabilidade à marcha, além de reduzirem o peso carregado pelas pernas, ajudando a aliviar a dor articular e compensando debilidades nos membros inferiores. O objetivo destes dispositivos são melhorar a mobilidade independente, reduzir a deficiência, retardar o declínio funcional e reduzir a necessidade de cuidados (Faruqui e Jaebon, 2010). Além disso, também oferecem benefícios psicológicos relacionados com a independência e autonomia e introduzem melhorias da função cardiorrespiratória, da circulação e

ajudam na prevenção da osteoporose (Bateni e Maki, 2005).

Nas seções que seguem são apresentados, em detalhe, estes dispositivos externos.

2.1.1 Bengalas

As bengalas são, geralmente, feitas em madeira ou alumínio e servem para facilitar a marcha, pois aumentam a estabilidade do indivíduo bem como a base de apoio do mesmo, reduzindo, assim, a carga sobre as pernas. Dependendo do grau de apoio que a pessoa necessite, pode-se optar entre diferentes tipos de bengalas existentes (Van Hook et al., 2003). Alguns destes tipos estão relacionados a seguir:

Bengala Padrão. É econômica, leve e da altura ajustável. Este tipo de bengala é usado por pessoas que não precisam suportar uma grande parcela do próprio peso nos membros superiores, ou seja, que necessitam de pouco apoio para estabilizar a marcha, Figura 1(a).

Bengala com dobra ou *offset*. Esta bengala distribui o peso do usuário sobre o eixo do cabo. Este dispositivo é utilizado por pessoas que necessitam temporariamente de apoio à mobilidade. Entre as patologias de marcha associadas à utilização deste dispositivo encontram-se a dor do joelho ou no quadril, gerada pela osteoartrite, Figura 1(b).

Bengala de Quatro Patas. Esta bengala oferece apoio e estabilidade adicional ao membro inferior para pessoas que precisam mais suporte de peso durante a marcha. Para isso, a base tem uma proporção maior do que a das bengalas apresentadas anteriormente. A principal patologia da marcha associada à sua utilização é a hemiplegia. Para uma utilização correta deste dispositivo, as quatro patas devem estar em contato com o chão, Figura 1(c).

Walk canes. Estes dispositivos são utilizados quando o usuário necessita de um apoio parcial do peso de forma constante. Eles são projetados para suportar a carga de força vertical para apoio do usuário. Este tipo de bengala é utilizado, principalmente,

em reabilitação de pessoas que sofreram um acidente cerebrovascular causando a perda moderada ou severa do movimento de um membro inferior, Figura 1(d).



Figura 1: Tipos de bengalas. (a) Bengala Padrão; (b) Bengala compensada; (c) Bengala de 4 patas; (d) *Walk canes*.

2.1.2 Muletas

As muletas fornecem mais suporte e estabilidade do que as bengalas. São usadas quando o usuário necessita carregar o peso em ambos os braços e precisa de propulsão para o processo de marcha. Com uma muleta, o usuário pode conseguir até 80% de suporte parcial do peso. Se 2 muletas forem utilizadas, é possível chegar até 100%. Estes dispositivos não são recomendados para os idosos, já que exigem um gasto energético significativo e força nos braços e ombros (Bradley e Hernandez, 2011). Existem dois tipos de muletas:

Muletas Axilares. São baratas e difíceis de usar. Além disso, o uso inadequado pode causar compressão do nervo axilar ou de artérias, o que gera dor e/ou desconforto. Elas são geralmente utilizadas, para a recuperação de lesões dos membros inferiores, Figura 2(a).

Muletas Canadenses. Estas muletas têm um apoio contornado para o antebraço que termina em um cabo, permitindo que o peso tenha apoio bilateral ocasional, nos membros superiores. Este sistema de fixação permite que o usuário possa soltar a muleta com facilidade, por exemplo, para uso em escadas. Também são usadas para a reabilitação, Figura 2(b).



Figura 2: Tipos de muletas. (a) Muletas axilares; (b) Muletas canadenses.

2.1.3 Andadores Convencionais

Finalmente, os andadores são dispositivos que fornecem maior estabilidade para o usuário, melhorando a base de apoio e sustentação de peso. Além disso, proporcionam segurança e confiança ao serem utilizados, melhorando as condições de equilíbrio (Van Hook et al., 2003). Dadas as características construtivas destes dispositivos, sua utilização em espaços fechados, com escadas ou com rampas é limitada. Os andadores também podem dar origem a problemas relacionados com a má postura e problemas nos membros superiores, por forçá-los durante o suporte parcial do peso do corpo durante a marcha (Salminen et al., 2009). Os tipos mais comuns de andadores convencionais são apresentados a seguir.

Andador Padrão. Este tipo de andador é o mais estável, porém, condiciona o padrão natural de marcha, uma vez que o usuário precisa parar para levantar o dispositivo e, então, movê-lo para a posição seguinte (Costa e Caldwell, 2006). Isto representa um problema grave, pois durante a execução do movimento o usuário fica momentaneamente com menor base de apoio, o que pode levá-lo à queda (Constantinescu et al., 2007). Outros problemas associados a este dispositivo são o tamanho e a dificuldade de manuseio em terrenos irregulares (Martins et al., 2011). É utilizado, por exemplo, por pessoas que sofrem de ataxia cerebelar, Figura 3(a).

Andador Híbrido. Este andador possui duas patas de apoio e duas rodas. É recomendado para pessoas que não têm força suficiente nos membros superiores para levantar um andador padrão (Van Hook et al., 2003). Dada sua configuração de rodas,

é possível que o padrão de marcha seja mais natural. Entretanto, é menos estável do que o andador padrão. O problema apresentado por essa estrutura é o risco de queda ao não haver controle de freio nas rodas no dispositivo. Os andadores híbridos são utilizados, principalmente, por pessoas que sofrem da doença de Parkinson, pois as rodas ajudam a reduzir a patologia de congelamento da marcha (*Freezing of Gait - FOG*) (Cubo et al., 2003; Constantinescu et al., 2007), Figura 3(b).

Andador Híbrido com Rodas de Segurança. Atualmente, há um aperfeiçoamento do andador híbrido que proporciona um sistema de segurança para freá-lo. O sistema consta de duas pequenas rodas nas patas traseiras, contendo dispositivos de pressão, que freiam o andador se o usuário exerce grande força vertical, Figura 3(c). Esta característica o aproxima dos andadores de quatro rodas, apresentados a seguir.

Andador de Quatro Rodas (*Rollator*). Este tipo de andador é útil para pessoas que não necessitam de um grande suporte parcial do peso corporal, pois é fácil de manobrar e permite um padrão de marcha mais natural do que os obtidos com os sistemas anteriores (Constantinescu et al., 2007). Entretanto, não é indicado para pessoas com problemas significativos de equilíbrio ou deterioração cognitiva, pelo considerável risco de quedas. Alguns destes andadores de quatro rodas são equipados com freios para aumentar o controle sobre o movimento das rodas. No entanto, vale destacar a necessidade de uma boa coordenação motora e força nas mãos para o correto acionamento dos freios. Este dispositivo é especialmente útil para pessoas com claudicação intermitente, uma doença vascular periférica que gera alterações no sistema arterial, venoso e linfático, e como consequência gera dor, câibra, entumecimento e fadiga muscular. Entre outras doenças destaca-se a insuficiência respiratória ou insuficiência cardíaca, nas quais, muitas vezes o usuário têm que parar para descansar (Constantinescu et al., 2007), Figura 3(d).

A Tabela 1 apresenta um resumo dos diferentes tipos de andadores, suas vantagens, limitações e as patologias relacionadas com a marcha, as quais determinam seu uso.

Dada a classificação dos andadores tradicionais, pode-se observar que estes são os dispositivos de maior suporte para a marcha dentro dos dispositivos externos. Cabe destacar que o uso destes dispositivos apresenta vantagens e desvantagens, tal como mostrado na Tabela 2.

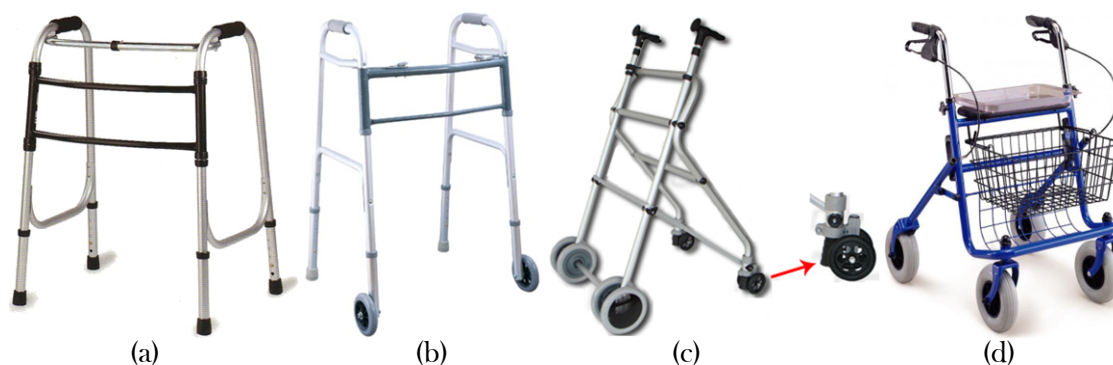


Figura 3: Tipos de andadores. (a) Andador padrão; (b) Andador híbrido; (c) Andador híbrido com rodas de segurança; (d) Andador Rollator.

Tabela 1: Comparação dos andadores.

Andadores	Vantagens	Limitações	Patologias que determinam seu uso
Padrão	<ul style="list-style-type: none"> · Maior estabilidade · Fácil de compactar 	<ul style="list-style-type: none"> · Necessidade de levantar-lo a cada ciclo da marcha · Produz uma marcha mais devagar e pouco natural 	<ul style="list-style-type: none"> · Miopatia grave · Neuropatia severa · Ataxia cerebelar
Híbrido	<ul style="list-style-type: none"> · Produz uma marcha mais natural · Não precisa ser levantado 	<ul style="list-style-type: none"> · Ampliação da faixa de giro · Menor estabilidade 	<ul style="list-style-type: none"> · Miopatia severa · Neuropatia severa · Paraparesia · Parkinson
Rollator	<ul style="list-style-type: none"> · Fácil de impulsar · Fácil de manobrar · Pequena faixa de giro · Geralmente tem um apoio para repousar e uma cesta 	<ul style="list-style-type: none"> · Menos estável que os anteriores · Não é facilmente compactado · Não mantém o peso 	<ul style="list-style-type: none"> · Artrites moderada · Claudicação · Enfermidade pulmonar · Insuficiência cardíaca e congestiva

Tabela 2: Vantagens e desvantagens dos andadores.

Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none"> · Usam as capacidades residuais de locomoção do usuário · São dispositivos muito simples e com grande potencial de reabilitação · Proporcionam maior segurança à marcha · Proporcionam um maior apoio para estabilizar a marcha e, portanto, mais equilíbrio 	<ul style="list-style-type: none"> · O tamanho apresenta limitações de manipulação em espaços reduzidos · Reduzem os movimentos dos braços · Geram problemas pela má postura, devido à flexão excessiva das costas · Causam modificação no padrão de marcha natural · Não oferecem controle em situações perigosas (rampas, irregularidades no chão)

Observando a Tabela 2 pode-se inferir que estes dispositivos são uma boa ferramenta para a reabilitação e compensação funcional de pessoas que têm disfunções relacionadas com a locomoção. Assim, uma proposta que busca maximizar as

vantagens destes dispositivos para proporcionar um maior apoio à marcha dá origem aos andadores inteligentes, andadores robóticos ou mais conhecidos na literatura como *Smart Walkers*.

2.2 Andadores Robóticos (*Smart Walkers*)

Os *Smart Walkers* são versões avançadas dos andadores *Rollator* convencionais, desenvolvidos com a finalidade de superar as desvantagens anteriormente citadas (Tabela 2). Estes dispositivos avançados geralmente possuem a mesma arquitetura que os andadores convencionais, mas oferecem funções normalmente encontradas em sistemas robóticos. Entre elas estão a locomoção assistida por motores, instrumentação eletrônica e algoritmos de controle.

O objetivo destes dispositivos é a detecção dos movimentos e intenções do usuário, de forma a fornecer melhor suporte para a marcha, especialmente na navegação (Morris et al., 2003), segurança ao caminhar e suporte parcial do peso corporal (Tan et al., 2010). A construção destes dispositivos leva em consideração que os usuários podem apresentar diferentes patologias da marcha, além de problemas cognitivos e sensoriais.

Além disso, é relevante considerar que os *Smart Walkers* devem ser empregados na execução das atividades diárias do usuário e que estes podem não estar familiarizados com os dispositivos mecatrônicos. Os andadores inteligentes devem, portanto, adaptar-se corretamente às atividades do cotidiano, como, por exemplo, ir ao banheiro, subir no elevador, e andar em ambientes externos com terrenos irregulares. (Martins et al., 2011).

Nas próximas duas seções são apresentadas as principais funções dos *Smart Walkers* e é feita uma análise crítica em relação aos *Smart Walkers* mais relevantes encontrados na literatura.

2.2.1 As Vantagens dos *Smart Walkers*

De acordo com a classificação funcional apresentada em (Frizera et al., 2008), as vantagens do uso dos *Smart Walkers* em relação a outros andadores podem ser definidas em quatro categorias:

Física. A grande maioria dos *Smart Walkers* proporciona suporte físico para melhorar a estabilidade e segurança durante a marcha. O apoio dado pelo suporte físico se divide em passivo e ativo. O apoio passivo é refletido em modificações mecânicas, como a boa distribuição dos componentes pesados para melhorar a estabilidade da estrutura, ou modificações para proporcionar maior suporte parcial do peso do usuário. O apoio ativo é observado nos sistemas de controle sobre as rodas, a fim de reduzir o movimento livre do dispositivo e fornecer energia de locomoção/tração. Os andadores convencionais podem possuir sistemas de freio similares ao das bicicletas, mas o uso desse sistema requer da força muscular, coordenação motora e velocidade de resposta, habilidades das quais muitas pessoas idosas carecem, podendo ocasionar em uma queda do usuário. Uma solução proposta é o uso de motores para controlar o sistema de locomoção.

Sensorial. O suporte sensorial é útil para navegação e segurança. Alguns modelos de *Smart Walkers* são equipados com sensores de visão, ultrassom ou infravermelhos capazes de detectar obstáculos estáticos e dinâmicos durante a navegação/locomoção. Alguns andadores geram alarmes com som ou vibração para alertar ao usuário sobre uma possível colisão com um obstáculo. Um modo mais seguro é controlar a tração dos motores modificando temporariamente os comandos dados pelo usuário, com o fim de evitar choques com obstáculos. O apoio sensorial é de grande valia para pessoas que padecem de problemas visuais ou para navegação em ambientes com muitos obstáculos, que podem ser obstruídos pela própria estrutura do andador (Frizera et al., 2011).

Cognitiva. O suporte cognitivo é destinado a pessoas que apresentam problemas cognitivos, de orientação e/ou de memória como, por exemplo, pessoas com doença de Alzheimer. As soluções propostas na literatura apresentam sistemas de localização da pessoa em ambientes internos ou externos (Morris et al., 2003), geração de trajetórias predeterminadas em ambientes definidos (Cortés et al., 2008), criação de mapas e localização no mapa em ambientes desconhecidos (Morris et al., 2003), interfaces gráficas e de voz para informar à pessoa sua posição ou para lembrá-lo da trajetória a ser seguida (Yu et al., 2010).

Monitoramento da saúde. Alguns *Smart Walkers* são equipados com dispositivos para monitorar certos parâmetros de saúde do usuário. Este tipo de apoio é importante,

por exemplo, para pessoas com doenças cardíacas, monitorando sinais como os de eletrocardiografia. Tais sinais do usuário podem também ser guardados para uma análise posterior e podem ser enviados por sistemas sem fio a terminais remotos como centros de saúde, onde a equipe médica pode monitorar o estado do usuário. Além disso, os dados guardados podem ser úteis para o histórico médico do paciente.

2.2.2 Exemplos mais Relevantes de *Smart Walkers* na Literatura

Nesta seção, são apresentados os *Smart Walkers* mais relevantes e referenciados na literatura, com ênfase especial àqueles que possuem sensores de força para detectar as intenções de movimento do usuário (Morris et al., 2003; Chuy Jr et al., 2005; Chang et al., 2012). O uso de sensores de força oferece uma maneira natural e intuitiva para atingir esse objetivo.

CAIROW (*Context-aware Assisted Interactive Robotic Walker*). Este *Smart Walker* foi projetado para pessoas que sofrem de doença de Parkinson. É equipado com sensores de força nos apoios dos antebraços para o usuário poder orientar sua marcha. Além disso, possui um sensor laser na parte dianteira que realiza um mapeamento do ambiente auxiliando o algoritmo de navegação. Possui também um mini-laser na parte traseira para obter informação sobre os passos do usuário. O sistema também possui uma interface sensível ao toque (*tablet PC*) que integra um leitor de música e vídeo on-line, pois, de acordo com estudos realizados em (Yu et al., 2010), isso ajuda no processo de reabilitação.

Esta interface também permite modificar a velocidade e direção da marcha, realizar ligações no caso de emergência, e selecionar dois modos de operação (autônomo/reabilitação). No modo autônomo, o andador desloca-se de forma autônoma à posição definida no ambiente onde se encontra localizado o usuário. Este modo de operação só precisa de um comando de voz ou um clique no controle remoto do usuário (dispositivo Bluetooth ou Wi-Fi).

Para realizar a navegação do dispositivo sem colisões, o andador tem três componentes importantes: (1) localização, na qual o andador faz uso do sensor de varredura laser para criar o mapa do ambiente; (2) planejamento de caminho, que utiliza

um algoritmo para encontrar o caminho mais curto; (3) desvio de obstáculos, que utiliza um método de navegação reativo para navegar em ambientes internos, desviando-se de obstáculos.

No modo reabilitação, os sensores de força e lasers são utilizados. O sensor laser permite determinar a distância às pernas do usuário, a distância do usuário em relação ao andador, assim como, o comprimento do passo. Com esta informação são propostos três critérios de segurança para que o andador habilite os motores: (1) modo de avanço seguro mais passo à frente; (2) duas pernas detetadas; (3) espaço suficiente para que o usuário faça o próximo passo sem que o andador siga em frente.

O sensor de varredura laser neste modo é usado para evitar a colisão com obstáculos, e os sensores de força detectam a força exercida nos apoios direito ou esquerdo. O controle dos motores do andador é baseado nos sinais captados pelos sensores de força, os quais determinam algum dos seguintes cinco gestos de movimento: (1) avançar; (2) retroceder; (3) girar à direita; (4) girar à esquerda; (5) sem força. O controle é do tipo liga/desliga, baseado num limiar (Chang et al., 2012).

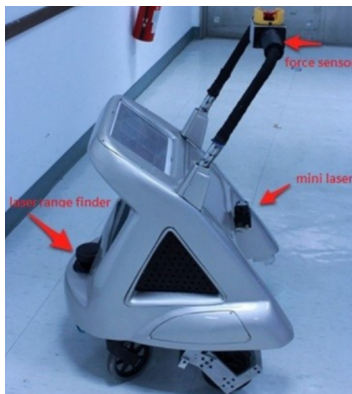


Figura 4: Andador CAIROW.

SIMBIOSIS. Este *Smart Walker* consiste em uma plataforma biomecânica multissensorial para a cooperação homem-máquina, sendo que um dos subsistemas sensoriais capta as forças de interação com base em um conjunto de sensores de força instalados na plataforma de suporte da parte superior do andador. As forças aplicadas pelo usuário em cada apoio de antebraço (direito e esquerdo) enquanto caminha são medidas, e a informação de controle para os motores pode então ser inferida. Isto resulta em uma interface natural e transparente, não sendo necessário nenhum treinamento prévio do usuário para que o mesmo controle o dispositivo (Frizzera et al., 2011).

Para extrair a informação da evolução espaço-temporal dos membros inferiores, são usados sensores ultrassônicos. O transmissor de ultrassom fica embarcado no andador, e o receptor fica adaptado à perna do usuário. Com esta informação, pode-se extrair a cadência da marcha, a qual o autor utiliza como referência para a filtragem das oscilações do tronco presentes nas forças de interação (Frizera et al., 2011).

A estratégia de controle é baseada num classificador de lógica difusa (Fuzzy). O controlador Fuzzy combina informações dos sensores de força direito e esquerdo para gerar os comandos dos motores.

O andador SIMBIOSIS já foi testado em ambiente clínico e os resultados são apresentados em (Frizera et al., 2011). É importante destacar que este projeto deu origem ao projeto *UFES Smart Walker*.



Figura 5: Andador SIMBIOSIS.

Walkmate. Conta com duas rodas castor na parte frontal para o apoio do sistema de locomoção diferencial guiado por motores CC com embreagem magnética. Este andador também usa um sensor de varredura laser para a detecção e desvio de obstáculos, uma câmera panorâmica para rastreamento de pessoas, um modem GPRS para se conectar à internet, um sensor de pulso para monitorar a condição física do usuário, e uma tela tátil para uma HMI (*Human Machine Interface*) programável. A estrutura mecânica pode-se converter em uma cadeira, o que é uma vantagem para pessoas idosas que podem necessitar de parar para descansar durante uma caminhada mais longa.

Para detectar as intenções de movimento do usuário, por meio de interação física, o

Walmart faz uso de dois sensores de força e torque incorporados ao apoio de antebraço. Os sensores de força fornecem uma realimentação negativa natural do controle de movimento: quando o usuário pretende manter uma velocidade constante, o apoio pode ser puxado para desacelerar o dispositivo se este for mais rápido que a velocidade desejada. Por outro lado, se o andador se move mais lentamente do que o usuário, o apoio pode ser empurrado para acelerar o dispositivo (Shi et al., 2010).

Para gerar os sinais de controle para os motores de tração, dois modos de controle de movimento são apresentados. O primeiro é baseado em força e velocidade, onde a velocidade desejada é diretamente proporcional à força exercida sobre os apoios. O segundo modo é baseado em força e aceleração.



Figura 6: Andador WalkMate.

PAM-AID. O PAM-AID (*Personal Adaptive Mobility*) é um *Smart Walker* projetado para aumentar a independência de pessoas com deficiência visual e problemas de mobilidade. Este andador, nas suas primeiras versões, utilizou um conjunto de sensores de ultrassom para o monitoramento do estado do ambiente. Na última versão, estes sensores foram trocados por sensores laser. As informações do ambiente coletadas pelos sensores são enviadas ao usuário por meio de mensagens de voz. A informação fornecida pelo sistema de sensores pode dar informação da topologia do ambiente, como portas e corredores e sobre obstáculos no ambiente.

Este andador possui dois modos de operação: (1) modo manual, no qual o usuário tem todo o controle sobre o dispositivo, e só recebe mensagens de voz da topologia observada e de obstáculos; (2) modo assistido, no qual o controlador do dispositivo ajuda ao usuário momentaneamente a evitar obstáculos. Neste modo também são enviados mensagens de voz.

A tração deste dispositivo é dada pela pessoa. O andador só presta apoio para girar se está em modo assistido. O uso da interface física deste andador é simples e intuitiva, similar à de uma bicicleta. Os apoios podem girar ± 15 graus, e o giro é medido por sensores lineares de efeito hall posicionados em meio de dois ímãs. Esta informação é convertida em orientação das rodas motorizadas para ajudar no giro (Lacey et al., 1998).



Figura 7: Andador PAM-AID.

Um versão melhorada deste dispositivo é o VA-PAMID (Rentschler et al., 2003), o qual implementou uma função adicional denominada, modo estacionamento. Neste modo as rodas da frente ficam em posição que impedem o movimento do andador.

GUIDO. Trate-se de uma versão comercial do andador PAM-AID comercializado pela empresa Haptica Ltd, o qual conserva os dois modos de funcionamento deste dispositivo, além do modo incorporado na versão VA-PAMID. Uma modificação importante nesta versão é que este *Smart Walker* pode ser comandado pelo usuário através de sensores de força localizados no apoio de antebraço para determinar a direção desejada de deslocamento. Também apresenta, sobre cada apoio, botões que, ao serem pressionados, fazem com que as rodas dianteiras do andador girem em paralelo na mesma direção, permitindo, portanto, que o andador gire num círculo em torno das rodas traseiras. Para segurança, este andador possui alavancas de freio localizados nos apoios de antebraços (Rentschler et al., 2008).

Entre outras modificações, feitas nesta versão a estética visual foi melhorada, e o *software* de controle inclui navegação baseada em mapas. O GUIDO possui *encoders*, o que permite a reconstrução da trajetória do andador por odometria, além de sensores

laser para detectar obstáculos à frente do dispositivo, e sensores de tipo sonar para detectar obstáculos nas laterais. Deste modo, o GUIDO pode se localizar, construir mapas, planejar trajetórias e evitar obstáculos, simultaneamente.



Figura 8: Andador GUIDO.

WalkingHelper II. Este *Smart Walker* apresenta um sistema de locomoção omnidirecional de quatro rodas, cada uma controlada por um motor e um *encoder*. Possui um sensor laser na parte dianteira que realiza um mapeamento do ambiente proporcionando informações ao algoritmo de navegação. Também utiliza um mini-laser para detectar as pernas do usuário. Um sensor de força e torque de três eixos é empregado a fim de inferir a intenção de movimento do usuário.

A informação sobre a intenção do usuário, na forma de força/torque aplicado, é utilizada para impor velocidade ao dispositivo. Em função da velocidade desejada para o andador, as velocidades das rodas são determinadas usando a cinemática inversa, sendo utilizado um controlador de movimento de baixo nível para isto.

Para proporcionar segurança, a estrutura mecânica está dividida em duas plataformas: a plataforma superior, que é a plataforma de apoio da pessoa, e a plataforma inferior, para alojar o sistema de tração e eletrônica embarcada. Devido ao fato que o sensor de força/torque encontra-se posicionado no meio das duas plataformas, e que a plataforma superior é maior que a inferior, pode-se detectar a colisão do andador com um obstáculo. Se a força de reação contra o obstáculo for igual à força aplicada pelo usuário, estas duas grandezas são canceladas e o andador fica estático.

Com relação à estrutura mecânica, este *Smart Walker* apresenta três tipos de algoritmos de controle de movimento para: (1) emulação de função de andador com rodas, na qual, o usuário usa as duas mãos para impor maior estabilidade na marcha;

(2) emulação de função de bengala, caso o usuário precise de estabilidade da marcha em menor proporção; e (3) emulação de função de andador tradicional, caso o usuário precise de suporte de peso para o andador. A seleção do algoritmo depende de como o usuário apoia-se no andador (Chuy Jr et al., 2005).



Figura 9: Andador WalkingHelper II.

MARC. Este *Smart Walker* possui sensores tridimensionais de força/torque instalados no apoio de mãos com o objetivo de medir a interação entre o usuário e o dispositivo, estimando assim a intenção de movimento do usuário. Além disso, o mapa do ambiente é obtido através de sensores de ultrassom e laser, localizados na parte frontal do andador. O andador não tem motores para a locomoção, de forma que a energia necessária para o deslocamento deve ser fornecida pelo usuário. Somente é equipado com um motor na roda frontal, o qual proporciona apoio ao usuário nas curvas e na frenagem do sistema.

O controlador desenvolvido é baseado em quatro níveis ascendentes de atuação: (1) sistema de aviso, indica ao usuário um alarme, mediante vibrações nos apoios dos antebraços; (2) freio de segurança para o dispositivo, em caso de choque iminente com um obstáculo; (3) freio e guiado de segurança, que, além de frear o dispositivo, ajuda ao usuário guiando-o em situações de risco; (4) seguimento de trajetória, no qual o controlador atua sobre a guiada e freio do dispositivo em qualquer circunstância (Alwan et al., 2004).

Para garantir a segurança do usuário, as entradas de controle do andador devem acompanhar as curvas realizadas pelo usuário e, sob nenhuma hipótese o andador deve mover-se em direção oposta ao caminho executado pelo usuário.



Figura 10: Andador MARC.

PAMM. Este andador é um dispositivo com locomoção motorizada com duas rodas omnidirecionais e duas rodas castor. Este dispositivo, além de dar apoio à marcha, realiza monitoramento da saúde do usuário através do uso de um monitor de sinais eletrocardiográficos (ECG) embarcado, de forma a detectar problemas ou situações de risco cardíacas. Além disso, presta serviço de agenda ao usuário, por exemplo, lembrando a hora de tomar os remédios. O PAMM grava um registro médico do usuário, o qual pode ser usado pelos médicos como referência da evolução de uma patologia do usuário.

Sensores de ultrassom são utilizados pelo dispositivo para detectar e evitar obstáculos. Para se localizar no ambiente uma câmera CCD é posicionada em direção ao teto, para detectar marcas passivas de localização. Um sensor de força/torque tridimensional é utilizado para extrair informação da guiada, nível de apoio e estabilidade do usuário (Dubowsky et al., 2000).

Para determinar as velocidades linear e angular do andador, é usado um controlador de admitância ajustado para cada usuário. As equações do modelo dinâmico são processadas em tempo real, e a cinemática inversa do sistema é calculada, gerando as velocidades para os motores.

2.3 Desafios Atuais e Tendências

Atualmente, o interesse científico no campo dos *Smart Walkers* tem crescido e apresenta um grande potencial de desenvolvimento, principalmente considerando que a população idosa tende a crescer ao longo dos anos, implicando, conseqüentemente, numa maior demanda de dispositivos deste tipo. Os sistemas apresentados no estado



Figura 11: Andador PAMM.

da arte demonstram os avanços alcançados e fornecem uma orientação para propor melhorias no âmbito das contribuições científicas, aplicações de desenvolvimento e nos algoritmos de controle, as quais podem proporcionar uma melhor adaptação dos andadores robóticos a os usuários.

Um aspecto relevante a ser investigado é o aperfeiçoamento das estratégias de segurança e de estabilidade dos andadores, buscando diminuir o risco de queda dos usuários, mantendo ou melhorando suas capacidades físicas. A implementação de apoios distintos aos dos empregados nos andadores convencionais pode propiciar maior suporte aos membros superiores e dar maior ergonomia e manobrabilidade, além de contribuir para a melhor recepção do peso do usuário, aumentando a estabilidade durante a marcha assistida. Além disso, um estudo do modelo dinâmico dos *Smart Walkers* em terrenos irregulares pode fornecer informação valiosa para quantificar e melhorar a estabilidade do dispositivo.

A interação entre o andador e o usuário é um tema de pesquisa muito abordado atualmente, mas ainda é preciso ter uma descrição e modelagem mais minuciosas sobre os parâmetros principais que descrevem essa interação. A caracterização dos sinais obtidos pelos sensores da interface permite descrever parâmetros envolvidos com o comportamento do usuário e a interação do mesmo com o andador. Informações relacionadas com a forma com a qual o usuário se apoia sobre o andador, os movimentos dos pés, o equilíbrio corporal e, até mesmo, a saúde cardiovascular do paciente são parâmetros de interesse (Martins et al., 2011). Embasados nestas características, pode-se determinar, então, qual é a intenção real do usuário, e, baseado nisto, tomar uma

ação de controle apropriada.

Outro tema importante é o tratamento dos sinais fornecidos pelos sensores e as ordens as quais devem comandar o *Smart Walker*. Portanto, a ideia é buscar e desenvolver algoritmos de controle, reconhecimento, eliminação, atenuação e estimação que tenham baixo custo computacional, a fim de que seja possível a implementação destes em tempo real.

De forma similar à estratégia adotada em (Frizera, 2010), para desenvolver algoritmos de controle baseados na interação entre o usuário e o andador, propõe-se uma análise sem controle, “com rodas livres”, só com a aquisição dos sensores da interface para detectar os sinais naturais que representam as verdadeiras intenções de movimento do usuário, e, com isto, criar uma interface natural que não requeira uma fase de aprendizagem ou habilidades especiais para a condução do andador. Também propõe-se a criação de estratégias de controle que permitam ao andador adaptar-se de forma autônoma às necessidades do usuário, proporcionando a quantidade de apoio necessário, além de algoritmos de aprendizagem baseados em sinais básicos como direção do movimento do usuário, velocidade e força de apoio.

Por último, a maioria de trabalhos realizados com *Smart Walkers* foram realizados fora de ambientes hospitalares e com usuários sem nenhum tipo de deficiência, o que impede a avaliação da verdadeira capacidade de reabilitação dos andadores. Uma proposta interessante é utilizar estes dispositivos com profissionais da saúde em ambientes de reabilitação para que se faça uma avaliação médica e quantitativa do potencial de reabilitação e compensação funcional dos mesmos. Estes andadores podem também ser empregados como ferramenta de diagnóstico para monitoramento remoto de pessoas idosas, reduzindo a concentração de indivíduos em centros hospitalares.

3 Arquitetura do Sistema

3.1 Proposta do *UFES Smart Walker*

Alguns dos *Smart Walkers* anteriormente citados foram implementados em estruturas de andadores convencionais. Neste trabalho é apresentado o *UFES Smart Walker*, o qual foi desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) e dá continuidade ao Projeto SIMBIOSIS desenvolvido no *Centro de Automática y Robótica* do *Consejo Superior de Investigaciones Científicas CSIC*, Espanha (Frizera et al., 2011). O principal objetivo deste novo dispositivo é oferecer um maior apoio à marcha do usuário mediante a medida de forças de interação, entre os membros superiores do usuário e o dispositivo robótico, e também da distância entre o andador e os membros inferiores do mesmo. Para obter essas informações, o andador está equipado com dois sensores de força posicionados sob os apoios de antebraços do usuário e um sensor de varredura laser localizado na parte inferior do dispositivo, sendo que os sinais provenientes desses sensores são processados por um sistema de processamento e controle (Figura 12).

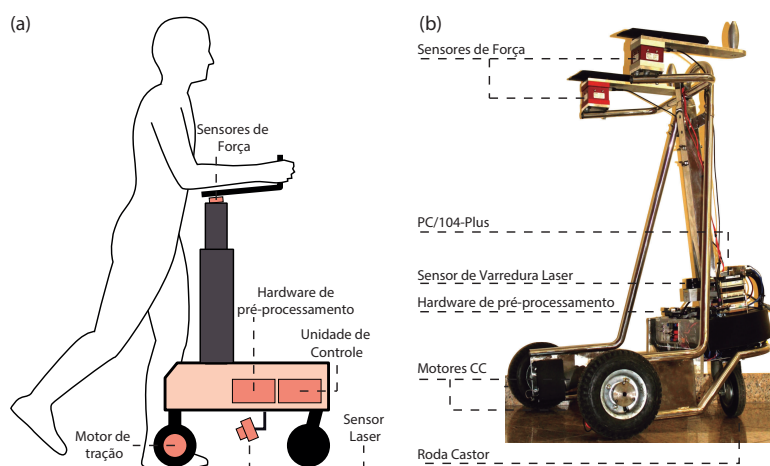


Figura 12: (a) Esquemático; (b) Foto do *UFES Smart Walker*.

Para o desenvolvimento do *UFES Smart Walker* o autor realizou quatro etapas. A primeira consistiu na implementação dos *encoders* nos motores do andador, e o desenvolvimento de um controlador de baixo nível a fim de garantir que as velocidades dos motores desejadas sejam executadas. A segunda etapa consistiu na integração do controlador de baixo nível com um primeiro controlador de alto nível baseado no sensor de varredura laser (Schneider J., 2013). A terceira etapa consistiu na implementação dos sensores de força sob os apoios dos antebraços, e a primeira análise dos sinais dos mesmos, onde foi proposta uma estratégia de filtragem a qual será abordada no Capítulo 4. A quarta etapa consistiu na integração das etapas anteriores com o controlador proposto nesta dissertação. Esta etapa será abordada no Capítulo 5 deste texto. Para a integração dos diferentes módulos compreendidos no *UFES Smart Walker* o autor desenvolveu protocolos de comunicação a fim de garantir a sincronização de dados entre módulos e assim evitar a perda dos mesmos.

3.2 Estrutura Mecânica

O desenvolvimento da estrutura mecânica do andador é apresentado em (Boell Filho e Silva Junior, 2011), onde é feita uma análise de elementos finitos para garantir a robustez da estrutura e a correta distribuição da carga sob a mesma. A estrutura de apoio dos antebraços do usuário pode ser deslocada na direção vertical, a fim de proporcionar um suporte mais ergonômico ao usuário.

O material usado para a construção da estrutura do andador foi tubos de aço inox AISI 304 e lâminas do mesmo material para o suporte dos motores, das baterias e da eletrônica embarcada. O critério de seleção deste material foi a resistência e rigidez mecânica, por ser não corrosivo e por ter um aspecto visual adequado. Este último aspecto joga um papel importante para que o andador tenha uma boa aceitação por parte dos usuários, pois em várias ocasiões as pessoas com deficiências apresentam rejeição ao uso de dispositivos de tecnologia assistencial (Cook e Hussey, 2001).

O sistema de locomoção do andador é do tipo diferencial, com duas rodas localizadas na parte posterior e com uma roda livre na parte frontal, tipo castor. Os motores CC utilizados são de 40 rpm (Figura 13). As características dos motores são apresentadas na Tabela 3 (Doga, 1958).

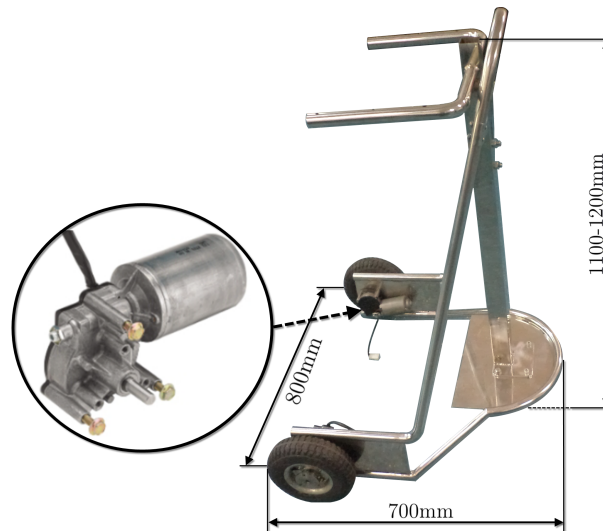
Figura 13: Estrutura do *UFES Smart Walker*.

Tabela 3: Características dos motores

Referência	Voltagem V CC	Velocidade rpm	Corrente A	Torque Nm	Torque de partida Nm	Corrente de partida A	Peso Kg
111.9041.30.00	24	40	2.5	5.0	25	13	1.30

3.3 Plataforma de Aquisição e Controle

A plataforma de aquisição e controle do *UFES Smart Walker* está dividida em quatro subsistemas: (a) subsistema de medição de forças de interação em membros superiores; (b) subsistema de aquisição de parâmetros relacionados com a evolução espaço temporal dos membros inferiores; (c) subsistema de locomoção; (d) unidade de processamento central (Figura 14).

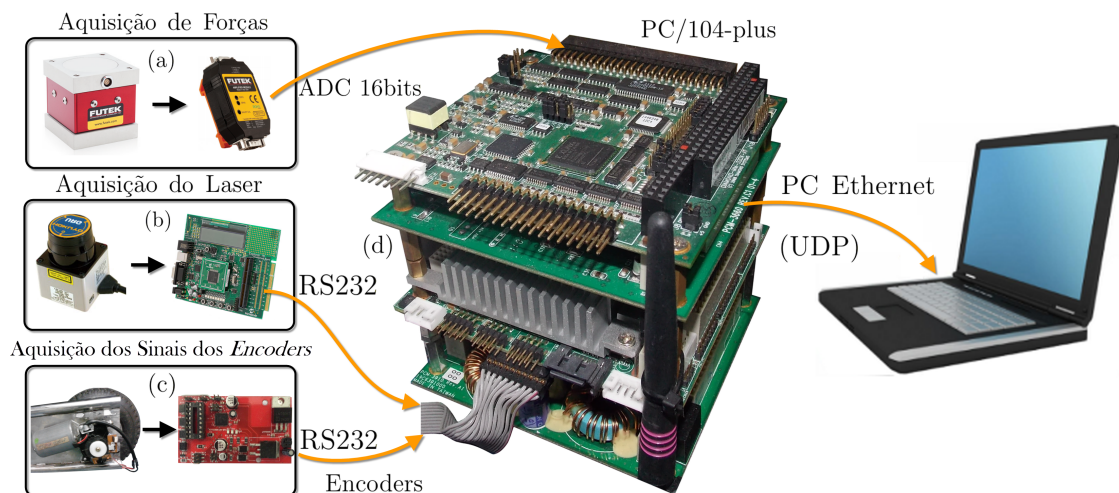


Figura 14: Plataforma de aquisição e controle.

3.3.1 Subsistema de Medição de Forças de Interação de Membros Superiores do Usuário

O primeiro subsistema é o de medição de forças de interação, Figura 14(a). Este subsistema é composto por dois sensores triaxiais (Futek, 2013) posicionados sob os apoios de antebraços. Esta configuração permite a medição independente de seis componentes de forças de interação durante a marcha assistida (Figura 15).

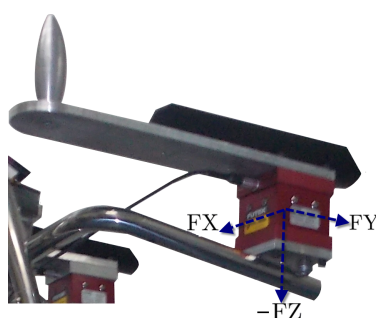


Figura 15: Eixos de sensores de força.

Desta forma, busca-se obter parâmetros relacionados com a marcha e inferir os esforços relacionados com as intenções de movimento do usuário durante o uso do andador. As principais características do subsistema de medição de forças de interação são mostradas na Tabela 4. O tratamento dos sinais obtidos dos sensores de força são devidamente processados por conversores analógicos-digitais (ADC).

Tabela 4: Características do sistema de força.

Sensor de Força	Amplificador
Saída nominal (FX,FY) de 1.5mV/V	Saída de tensão: +-5V, +-10V ou 0-5-10V
Capacidade (FX, FY) de 113.4 Kg	Saída de corrente selecionável de 0-25 mA
Saída nominal (FZ) de 0.75mV/V	Alimentação: 14-26V
Capacidade (FZ) de 226.8Kg	Tensão da ponte selecionável entre 5 a 10V

Os seis condicionadores de sinais (amplificadores) são conectados ao módulo ADC da unidade de processamento central e esta informação é então processada em tempo real pela mesma unidade (Figura 16). Cada sensor é associado a um amplificador CSG110 (Futek, 2013) calibrado separadamente.



Figura 16: Esquema de aquisição dos sensores de força.

Os sinais característicos destes sensores apresentam informações que não são de interesse para a determinação da intenção de movimento do usuário, tais como: oscilações mecânicas de alta frequência geradas pelo movimento do andador em terrenos com imperfeições no chão e/ou nas rodas e oscilações geradas pelo movimento do tronco do usuário durante a marcha assistida pelo andador, como pode ser visto na Figura 17. Estas informações não são de utilidade para as ações de controle, uma vez que o ruído introduzido faz com que o sistema comporte-se de forma oscilatória e pouco natural. O problema de filtragem adaptativa destes sinais para geração de comandos de locomoção será abordado no Capítulo 4.

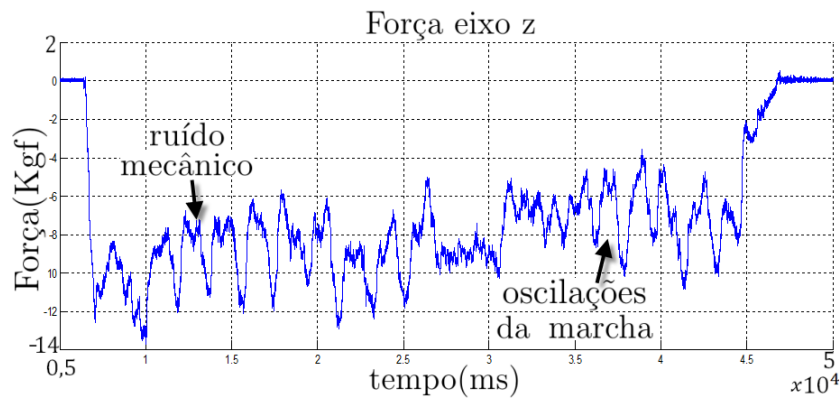


Figura 17: Sinal típico do sensor de Força.

3.3.2 Subsistema de Aquisição de Parâmetros da Evolução Espaço Temporal dos Membros Inferiores do Usuário

O segundo subsistema é responsável pela aquisição de parâmetros relacionados com a evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário, Figura 14(b). Este é composto por um sensor de varredura laser (Hokuyo, 2006). O sensor encontra-se posicionado no centro do andador, a uma altura de 30 cm do solo, direcionado para o usuário (ver Figura 18). Um estudo preliminar determinou o posicionamento

adequado deste sensor em uma posição intermediária entre os pés e o joelho para uma pessoa de estatura média (Schneider J. et al., 2012). Nessa altura pode-se evitar a detecção de informação incorreta, como a ponta do calçado ou o joelho durante a marcha (Figura 18).

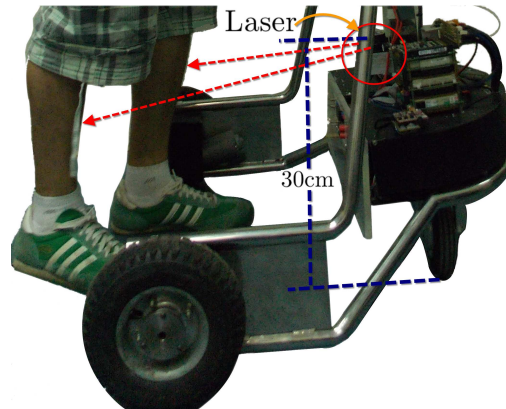


Figura 18: Localização do sensor laser.

Com a informação deste subsistema pode-se obter uma estimativa da evolução da marcha do usuário e, assim, determinar parâmetros como velocidade, distância e posição angular em relação ao andador. Em trabalhos anteriores do grupo de pesquisa, (Schneider J. et al., 2012) apresentou uma metodologia para a estimação da posição das pernas do usuário durante a marcha, onde a arquitetura eletrônica desenvolvida realiza o ajuste inicial das faixas de medição do sensor, o tratamento dos sinais de varredura e o envio da distância e posição angular das pernas do usuário para o sistema de aquisição e controle. A técnica proposta é dividida em quatro partes: (1) pré-processamento dos dados; (2) detecção de transições; (3) extração de padrões e análise; e (4) estimação das coordenadas das pernas. A Figura 19 apresenta o resultado do algoritmo proposto fazendo uso da ferramenta MATLAB.

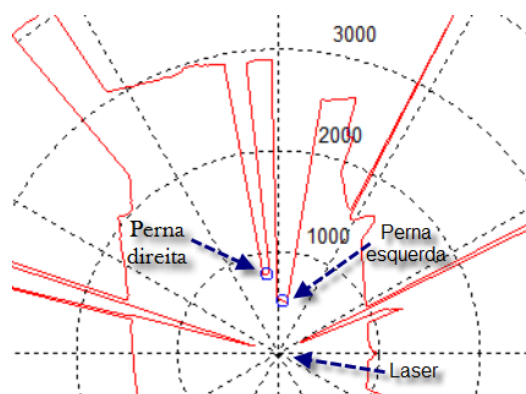


Figura 19: Resultado da detecção das pernas.

A placa *Explorer 16* da companhia Microchip é encarregada de adquirir e processar os dados do sensor laser, empregando o algoritmo proposto por (Schneider J. et al., 2012). Conta com um microcontrolador de 16 bits PIC24FJ128GA010 e um módulo LCD para visualizar os dados de distância e do ângulo dos membros inferiores do usuário em relação do andador. Para a comunicação com o sensor e com o subsistema *PC/104-plus* é utilizado o módulo *Universal Asynchronous Receiver Transmitter (UART)* (Figura 20).

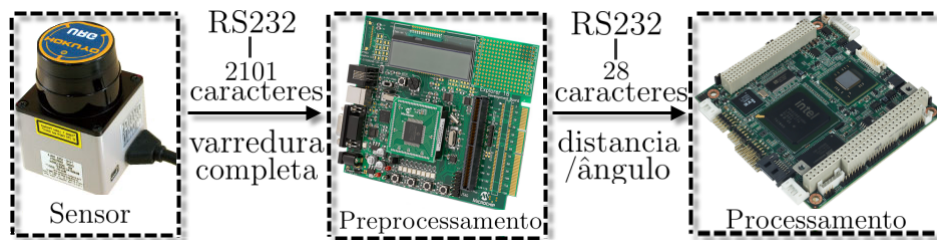


Figura 20: Esquema de aquisição do sensor laser.

A sequência de comunicação entre a placa *Explorer 16* e a unidade de controle proposta por (Schneider J., 2013) consta de quatro pacotes de 7 bytes divididos em: 1 byte de cabeçalho; 4 bytes de dados (distância ou ângulo); 2 bytes de fim de sequência compostos por dois caracteres de sequência de escape (salto de linha e retorno de carro), como é apresentado na Figura 21.

Cabeçalho 'x'	Dados - Distância ou Ângulo '0' '0' '0' '0'	Fim de sequência '\n' '\r'
------------------	--	-------------------------------

Figura 21: Sequência de comunicação serial do sistema laser.

3.3.3 Subsistema de Locomoção

Como pode ser visto na Figura 22, o subsistema de locomoção é composto pela placa *LAZARIM*, encarregada de controlar os motores, (Figura 22(a)), pelos sensores do sistema de locomoção, (Figura 22(b)), e pela placa *HCS08*, encarregada da aquisição dos sensores, (Figura 22(c)). Para a comunicação entre as duas placas eletrônicas e o subsistema *PC/104-plus* faz-se uso do módulo UART, Figura 22(d).

(a) Placa LAZARIM: esta placa eletrônica foi desenvolvida na tese de doutorado de (Frizera, 2010), encarregada de gerar os sinais de PWM (*Pulse Width Modulation*) para controlar os motores do sistema de locomoção do andador. Esta placa conta com

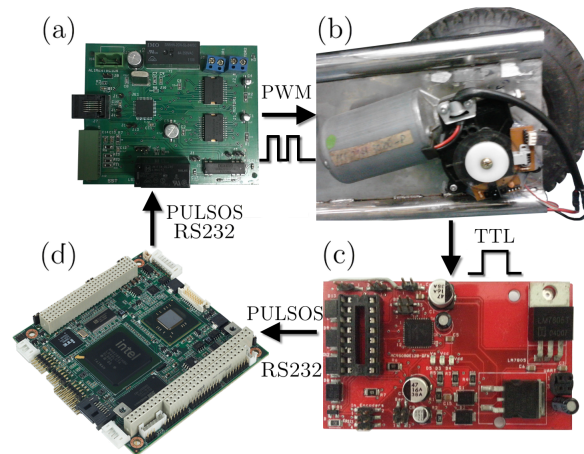


Figura 22: Subsistema de locomoção.

o microcontrolador de 16 bits dsPIC30F4011 (Microchip, 2010). Faz-se uso do módulo *PWM* para gerar os sinais dos motores e do módulo *UART*, para se comunicar com o subsistema *PC/104-plus* a uma taxa de 115200bps.

O formato do pacote usado para a comunicação é apresentado na Figura 23. A placa LAZARIM recebe a informação do subsistema *PC/104-plus* em formato caractere de 0 a 1023. Esta informação é convertida para formato *float* e é codificada para gerar um valor de PWM entre 0% e 100% para cada motor. O cabeçalho é utilizado para sincronizar os dados. Os primeiros quatro dados são para o motor direito e os seguintes quatro dados são para o motor esquerdo. No valor de 0 os motores giram em sentido anti-horário com máxima velocidade; no valor de 512 os motores ficam parados; e no valor de 1023 giram no sentido horário a máxima velocidade.

Cabeçalho 'a'	Dados - Motor Direito '0' '0' '0' '0'	Dados - Motor Esquerdo '1' '0' '2' '3'	Fim de sequência '\n' '\r'
------------------	--	---	-------------------------------

Figura 23: Sequência de comunicação serial do sistema de locomoção.

A Ponte-H usada neste modulo é a MC33887 (Freescale, 2012), a qual tem sensores de sobre-temperatura e sobre-corrente, a fim de proporcionar segurança e evitar danos causados por sobrecarga nos motores do andador.

(b) Sensores do sistema de locomoção: os sensores utilizados no sistema de locomoção são *encoders* com resolução de 1200 pulsos por volta. Cada disco do *encoders* fica fixo no eixo do motor e permite ter informação de velocidade e localização do andador. O sensor óptico para obter os pulsos fica fixo na parte posterior do motor, como pode ser visto na Figura 22(b). A frequência do sinal TTL obtido pelos sensores

varia de acordo com a velocidade dos motores, o que gera mais ou menos pulsos por volta. Esta informação é adquirida pela placa HCS08, Figura 22(c), para ser enviada ao subsistema *PC/104-plus*.

(c) **Placa HCS08:** esta placa eletrônica foi desenvolvida neste trabalho e é encarregada da aquisição da informação dos *encoders*. Conta com um microcontrolador de 8 bits MC9S08QE128 (Freescale, 2008). Os módulos associados a esta tarefa são o *timer* S08TPMV3 e a interface de comunicação serial S08SCIV4. O *timer* possui três módulos: dois usados em modo de captura para adquirir os sinais dos *encoders*, e o terceiro usado para criar uma base de tempo para a aquisição e transmissão dos dados dos *encoders*. Estes dados são enviados ao subsistema *PC/104-plus* em formato *char* pela porta serial como é apresentado a seguir.

Quando ocorre um evento de borda nos pinos selecionados do MCU pelos *encoders*, os contadores do *Timer1* e *Timer2* são incrementados. O terceiro módulo, *timer*, é usado para criar uma função de tempo, da seguinte forma: o contador do *Timer3* é incrementado a uma frequência de 8kHz (frequência de MUC); este é comparado com uma constante, e uma interrupção é gerada quando estes valores foram iguais. A interrupção é gerada a cada 1ms e é criada uma janela de tempo a cada 100ms, na qual se lêem os dados dos *encoders*.

Na rotina principal do microcontrolador são enviados os dados dos *encoders*, a uma taxa de 115200bps. O formato do pacote usado para enviar esta informação ao *PC/104-plus* é apresentado na Figura 24. Primeiramente, são enviados os dados do motor direito com seu respectivo cabeçalho e fim de sequência, seguidos dos dados do motor esquerdo. Os dados são enviados em formato *char*, e o valor proveniente dos *encoders* pode variar de 0 até 95 pulsos, uma vez que esta é a máxima quantidade de pulsos que o módulo *timer* consegue contar em 100ms, com os motores alimentados com 24 volts de tensão.

Cabeçalho 'D'	Dados '0' '0' '0'	Fim de sequência '\n' '\r'	Cabeçalho 'I'	Dados '0' '9' '5'	Fim de sequência '\n' '\r'
------------------	----------------------	-------------------------------	------------------	----------------------	-------------------------------

Figura 24: Sequência de comunicação serial dos *encoders*.

3.3.4 Unidade de Processamento Central

Este subsistema é baseado na arquitetura embarcada *PC/104-Plus*, Figura 25. Esta arquitetura é de baixo consumo e permite grande flexibilidade quanto ao *hardware*, uma vez que é modular. Além disso, o tamanho é reduzido em relação a um PC normal, sem comprometer a capacidade de processamento (Advantech, 2013). Para a aquisição dos sinais dos sensores de força, o sistema conta com uma placa de aquisição de sinais, com resolução de 16 bits, Figura 25(a). Para a comunicação com o subsistema de medição da evolução espaço temporal dos membros inferiores e do sistema de controle de motores, utilizam-se as duas interfaces seriais RS232 do *PC/104-plus*, Figura 25(c).

Este subsistema opera em tempo real e é programado utilizando a *Toolbox MATLAB Real-Time xPC Target* (MathWorks, 2013). A programação do sistema é realizada por uma porta Ethernet. Esta mesma porta pode ser utilizada para o armazenamento dos dados obtidos do sistema para a realização de análise e processamento *offline*, Figura 25(b). O código, implementado em tempo real, encarrega-se do controlador de baixo nível (PID discreto) e do controlador de alto nível (Controle baseado em fusão de sinais dos sensores de força e laser), além do processamento dos sinais do sistema. A seguir, são apresentados, com mais detalhe, os quatro módulos compreendidos pela estrutura *PC/104-Plus*.

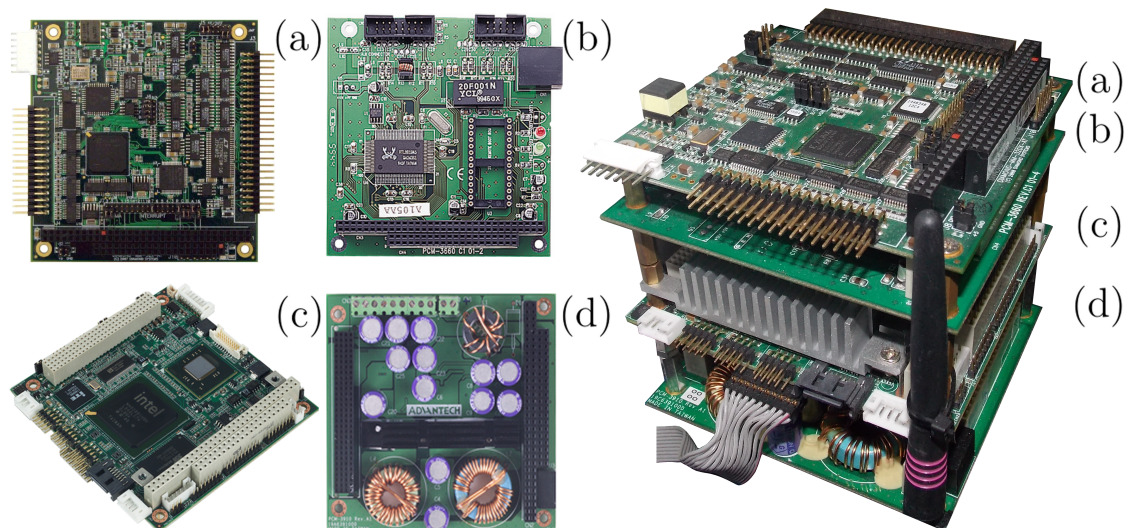


Figura 25: Módulos e arquitetura *PC/104-plus*.

(a) **DMM-32DX-AT:** o módulo DMM-32DX-AT (DiamondSystems, 2013) é uma placa para aquisição de dados em formato PC/104 com características de I/O analógicas e digitais. Esta placa é empregada para fazer a leitura dos sinais dos sensores de força

e das baterias que fornecem energia ao sistema. A resolução para adquirir os dados é de 16 bits a uma taxa de amostragem de 1kHz. Além disso, faz-se uso de quatro saídas digitais para gerar alertas do sistema. Algumas das características mais importantes são:

- 32 entradas analógicas com resolução de 16bits.
- Sistema de auto-calibração de alta precisão.
- Frequência de amostragem máxima de 250kHz.
- Transferência de dados A/D baseada em interrupções com suporte FIFO.
- 4 saídas analógicas com 16 bits de resolução.
- 24 portas digitais programáveis como I/O.
- Contador/Temporizador para controle A/D e uso geral.
- Projeto de baixo ruído.
- Extremamente resistente à temperatura de funcionamento de -40°C ate $+85^{\circ}\text{C}$.

(b) PCM-3660: o PCM-3660 é o módulo de interface Ethernet de 16 bits de alto rendimento, que é conectado ao módulo CPU PC/104 para que este possa se comunicar com um computador. O PCM-3660 é totalmente compatível com os padrões da norma IEEE 802.3, que define o protocolo CSMA/CD para 10 Mbps de transferência de dados e é 100% compatível com *Novell NE2000*. O módulo inclui um transceptor *built-in* 10BASE-T, um conector RJ-45, um conector *Attachment Unit Interface (AUI)* para suportar transceptores externos *Media Attachment Unit (MAU)*-10BASE-2, 10BASE-5 e 10BASE FOIRL, dois LEDs de diagnóstico, um para indicar o estado da rede e outro para o funcionamento do módulo.

(c) PCM-3362 PC/104-plus SBC: o PCM-3362 é um *Single Board Computer* SBC de alto desempenho, baixo consumo, e pequenas dimensões (96x90mm), feito para satisfazer várias necessidades de equipamentos computacionais da indústria. Este dispositivo é ideal para comunicação, monitoramento de ambientes, aplicações industriais, militares e médicas que necessitem de telas planas usando displays

digitais com interfaces *Low-Voltage Differential Signalling (LVDS)* e portas Ethernet individuais.

Para proporcionar maior desempenho em aplicações embarcadas de baixo consumo o PCM-3362 tem as seguintes características:

- Processador de 1,67 GHz Atom N450.
- Memória DDR2 667 - SDRAM ate 2GB.
- Interface LCD LVDS de 18-bit.
- 1 interface SATA2.
- 1 porta Ethernet de 10/100/1000 Mbps.
- 4 portas USB (Universal Serial Bus) 2.0.
- 2 GB de memória flash *on-board*.
- 2 portas seriais RS-232, 1 porta serial RS-422/485.
- 8 portas I/O de uso geral.
- *Drivers* e APIs para desenvolvimento de aplicações com I2C, GPIO, *watchdog timer*, monitor de *hardware*, painel *backlight on/off*, e controle de brilho.
- Suporta sistemas operacionais Windows 7, Windows XP, XP Embedded, Windows CE, e Linux.

(d) **PCM-3910:** o módulo PCM-3910 apresentado na Figura 25(d) é um conversor CC/CC com 50W de saída para fornecer energia ao PC/104, além de outros módulos do andador, tais como: módulo ZigBee, subsistema laser e a parte lógica do subsistema de locomoção. As características deste módulo são apresentadas na Tabela 5.

3.4 Sistema de Alimentação

O *UFES Smart Walker* conta com dois sistemas de alimentação de tensão: o primeiro é composto por 2 baterias de chumbo-ácido de 12V de tensão 7Ah de

Tabela 5: Características módulo PCM-3910.

Entrada tensão	Saída tensão	Corrente
10 a 24V	5 V	10A
	12V	2A
	-5V	0,4A
	-12V	0,5A

capacidade, conectadas em série para fornecer energia aos motores de tração do andador; o segundo sistema é formado por 3 baterias de chumbo-ácido de 6V de tensão e 12Ah de capacidade, para fornecer energia ao subsistema de controle (plataforma *PC/104-plus*) e aos sensores de força.

A seleção das baterias de chumbo-ácido foi feita com base no critério de baixo custo e alta capacidade. Para a carga das baterias do andador foi desenvolvido um circuito eletrônico, o qual também gerencia se o andador vai ser alimentado a partir das baterias, de uma fonte de tensão externa (para casos de testes que não precisem de deslocamento do andador), ou ainda se as baterias necessitam ser recarregadas.

3.5 Interface de Programação do Andador Robótico

O *software* de alto nível é feito na ferramenta MATLAB-Simulink usando a *Toolbox MATLAB Real-Time xPC Target*, a qual é um pacote de *software* com a finalidade de criar sistemas em tempo real. O ambiente *xPC Target* utiliza dois computadores: o primeiro é um computador (*host*), com MATLAB-Simulink para criar os modelos usando blocos do Simulink e diagramas de fluxo. Os modelos criados podem ser executados *off-line*, para simular e testar a resposta do sistema. O *host* faz uso do *Real-Time Workshop* e um compilador C para criar um código executável do modelo criado, o qual será usado num segundo computador embarcado (*target*) no andador (*PC/104-plus*), para executar a aplicação em tempo real.

O programa principal é composto por quatro conjuntos de blocos gerais (Figura 26), os quais, por sua vez, estão compostos por múltiplos sub-blocos necessários para o funcionamento do programa. O primeiro conjunto de blocos é para aquisição dos sensores de força e laser (caixa vermelha); o segundo conjunto de blocos é constituído

todo o processamento dos sinais dos sensores e o controle de alto nível (caixas laranjas); o terceiro conjunto de blocos realiza o controle de baixo nível e a aquisição dos *encoders* (caixa azul); e o quarto conjunto de blocos é usado para a comunicação com o laptop para o armazenamento de dados e monitoramento dos sinais em tempo real via UDP (caixas verdes).

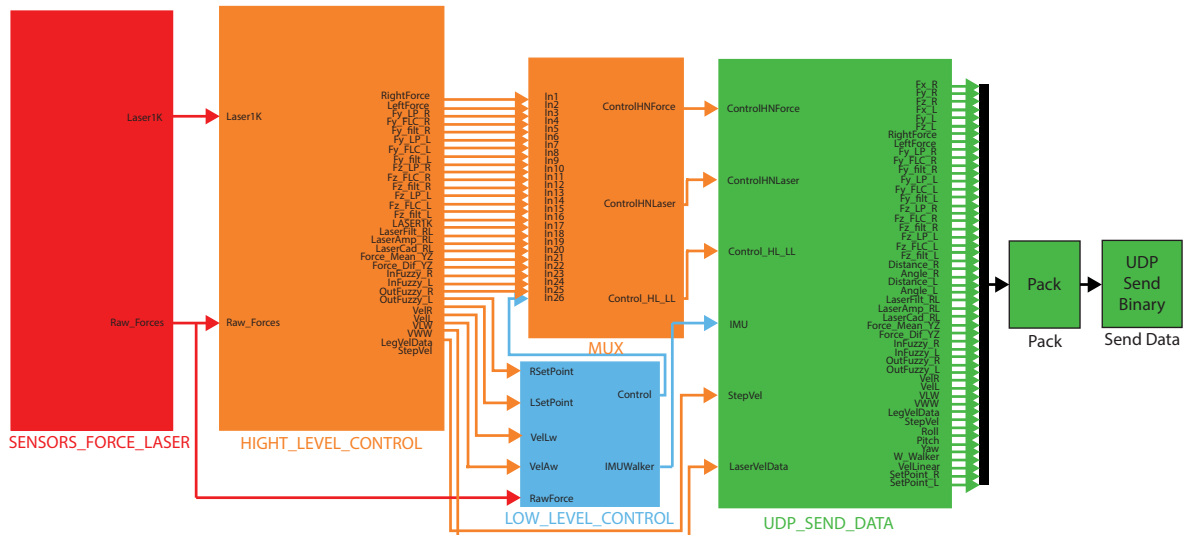


Figura 26: Modelo em blocos do programa final em Simulink.

O *software* permite monitorar os sinais em tempo real e fazer um arquivo com estes sinais, para que seja possível criar um registro dos experimentos e fazer a análise dos dados coletados. Para visualizar os sinais em tempo real, pode ser utilizada a tela do PC-host ou a porta LCD-LVDS do PC embarcado. A comunicação entre os dois PCs é feita por meio da porta *ethernet*, (Figura 27).

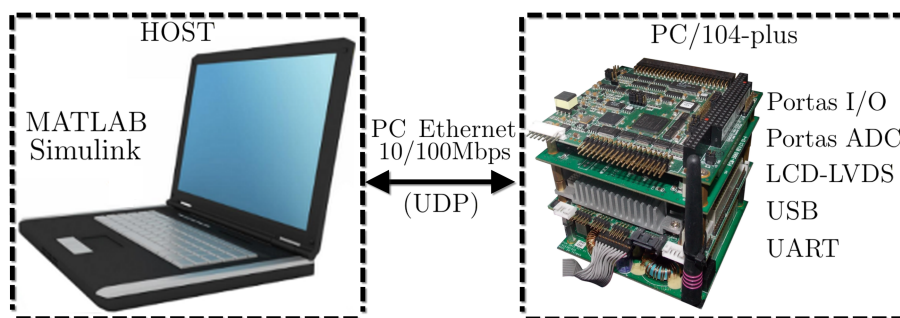


Figura 27: Esquema de armazenamento dos dados coletados.

4 *Processamento dos Sinais dos Sensores de Força*

4.1 Introdução

Os sinais dos sensores de força apresentam componentes não relacionadas com as intenções de movimento do usuário. A primeira é o ruído inerente nos sensores e ruído gerado pela vibração da estrutura mecânica durante a marcha, devido a imperfeições no solo e/ou nas rodas. Outra componente é relacionada com os sinais gerados pelas oscilações relacionadas com a cadência, oriundos dos movimentos do quadril no processo natural de marcha, e da interação física com o andador.

Neste capítulo é proposta uma estratégia de filtragem para o cancelamento das componentes mencionadas, a qual está dividida em duas etapas. A primeira etapa é baseada em filtros recursivos, a fim de eliminar as componentes de alta frequência. A segunda etapa é baseada em filtros adaptativos, a fim de eliminar as oscilações relacionadas com os movimentos rítmicos da cadência de marcha presentes nas forças de interação. Para atingir este objetivo, a informação da cadência é obtida a partir dos dados do sensor laser em tempo real. Esta informação é usada para ajustar a frequência de um filtro *notch* adaptativo, de forma a eliminá-las do sinal original. Desta forma obtêm-se sinais de forças sem a presença dos sinais relacionados com a cadência de marcha.

Como resultado da combinação das duas etapas de filtragem, evidencia-se a informação relacionada com as intenções de movimento do usuário para a guiagem do andador. O objetivo, conforme mencionado anteriormente, é proporcionar um canal de comunicação natural e intuitivo, melhorando a interação homem-maquina.

4.2 Sinais Típicos dos Sensores de Força

Dois sensores de força triaxiais são posicionados sob os apoios dos antebraços do andador robótico. Estes sensores proporcionam informação relacionada com a intenção de movimento do usuário e com os comandos de guiagem do dispositivo. A Figura 28 apresenta os sinais típicos dos três eixos do sensor de força durante a marcha em linha reta com uma curva ao final do experimento. Para este experimento não foram usados os motores de tração do andador, de forma que as rodas possam mover-se livremente. Com isto, o apoio à marcha proporcionado pelo dispositivo é passivo e nenhuma perturbação sobre a força é induzida, o que garante a detecção dos sinais naturais que representam as intenções de movimento do usuário.

Nesta figura, pode-se inferir quatro gestos da marcha assistida pelo andador. O primeiro gesto é visualizado quando o usuário se apoia sobre o andador. Esta informação é vista com clareza no eixo de apoio ($F_{apoio} = -F_z$, seção (i) sinal azul). A seção (ii) é a marcha em linha reta, onde pode-se ver que os sinais do eixo de avanço ($F_{avan} = -F_y$) e do eixo lateral ($F_{lateral} = -F_x$) diminuem, os quais são mostrados em sinais verde e vermelho respectivamente. A seção (iii) representa o giro à esquerda, onde a amplitude dos três sinais diminuem em maior proporção. A seção (iv) é marcada pela interrupção da marcha, gerando o usuário deixa de se apoiar sobre o andador. As componentes de alta frequência geradas pelas vibrações mecânicas só são apreciadas nos três sinais de força depois do início da marcha. Um pequeno lapso entre a transição (i) e (ii) demonstra que estes sinais, neste intervalo, só contêm o ruído inerente do sensor.

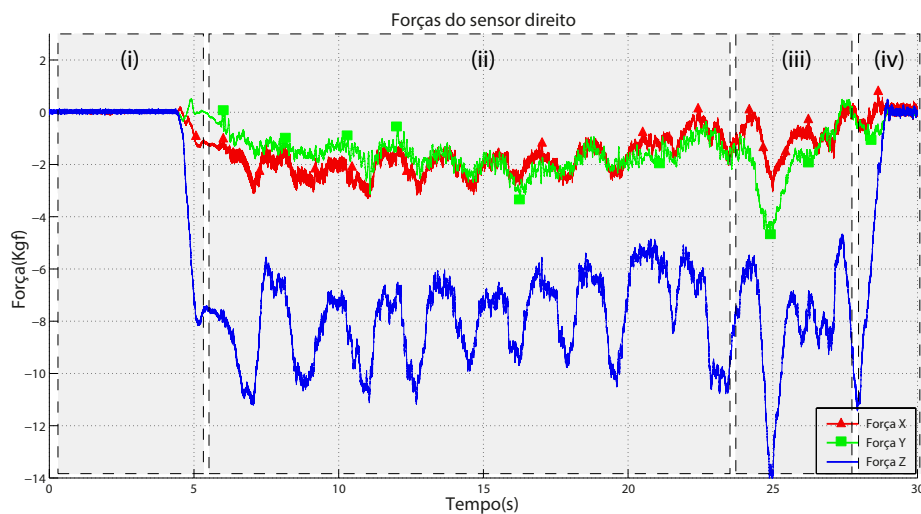


Figura 28: Sinais típicos do sensor de força durante a marcha assistida pelo andador.

Os sinais de ruído mecânico têm frequências superiores a 5 Hz, e não pertencem às frequências relacionadas com o movimento voluntário do corpo humano (Mann et al., 1989). Também pode ser visto na Figura 28 o sinal introduzido pelas oscilações do tronco durante a marcha. Estas oscilações, normais durante a marcha, são refletidas em forças de interação devido à descarga de peso do usuário sobre a estrutura do andador. É sabido que a frequência deste sinal está relacionada com a cadência de marcha (Frizera et al., 2010). Para obter os sinais relacionados com os comandos de navegação, é proposto um processo de filtragem dos sinais de força com o fim de isolar a componente relacionada com as intenções de movimento. Este sinais resultantes do processo de filtragem são usados como sinais de entrada do controlador de alto nível, apresentado no Capítulo 5.

Dado que a guiagem do dispositivo é executada de forma intuitiva nos eixos de avanço F_{avan} , e as componentes de apoio (F_{apoi}) representam quanto o usuário se apoia sobre o andador, só são consideradas estas duas componentes para inferir as intenções de movimento do usuário. A informação proporcionada pelo eixo (F_x), então, não é usada na proposta de controle apresentada neste trabalho. No entanto, vale destacar que estes sinais foram usados em trabalhos anteriores com o fim de estudar a evolução do centro de marcha de usuários durante a locomoção assistida (Abellanas, 2009).

4.2.1 Proposta Geral de Filtragem

A fim de eliminar as componentes não relacionados com os gestos de movimento do usuário, é proposta uma estratégia de filtragem baseada em dois filtros (Figura 29). O primeiro é um filtro recursivo passa-baixas de fase não linear, utilizado para efetuar o cancelamento dos sinais de alta frequência ou vibrações mecânicas da estrutura do andador. O segundo é um filtro *notch* adaptativo, utilizado para eliminar as componentes relacionadas com as oscilações do tronco durante a marcha. A seleção destes filtros deve considerar a suavidade da resposta, o atraso induzido e o custo computacional para sua implementação em tempo real. Nas seguintes seções são apresentados mais detalhes relacionados com a seleção e ajuste destes filtros.

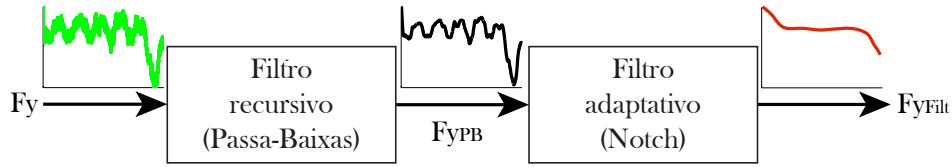


Figura 29: Proposta geral de filtragem.

4.3 Filtro Recursivo

O processo de filtragem de um sinal é conhecido há mais de 50 anos. Ao longo deste tempo, foram desenvolvidos inúmeros tipos de circuitos e sistemas capazes de executar tal processo. Estes sistemas são denominados *filtros*. Uma classe muito importante destes dispositivos são os filtros digitais, nos quais tanto o sinal de entrada quanto o de saída estão discretizados no tempo (Antoniou, 2006). A resposta em frequência de um filtro digital depende de seus coeficientes, os quais podem ser calculados através de diferentes metodologias.

Os filtros digitais podem ser classificados em dois grupos: (1) Filtro de resposta finita ao impulso FIR (*Finite Impulse Response*); (2) Filtro de resposta infinita ao impulso IIR (*Infinite Impulse Response*).

Filtros Digitais FIR. A resposta de duração finita ao impulso do filtro FIR pode ser representada pela equação 4.1, como se segue

$$h(n) = \begin{cases} 0 & n \leq \tau_1, -\infty < \tau_1 < \tau_2 < +\infty \\ 0 & n \geq \tau_2 \end{cases}, \quad (4.1)$$

onde n denota o índice de tempo discreto e τ_1 e τ_2 são constantes. A forma geral da equação a diferenças em tempo discreto para um filtro digital FIR é dada pela equação 4.2,

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x(n-k) \quad (4.2)$$

$y(n)$ é a saída do filtro discreto no tempo discreto n , b_k é a k -ésima derivação *feedforward*, ou coeficientes do filtro, e $x(n-k)$ é a entrada do filtro atrasada de k

amostras. M é o número de derivações *feedforward* do filtro. Note que a saída do filtro só depende das M entradas prévias, sendo esta a característica pela qual a resposta ao impulso é finita.

Os filtros FIR apresentam a vantagem de serem de fácil projeto. Possuem entrada-limitada e saída-limitada estável. Como as derivações do filtro são simétricas em torno da posição da derivação central, garante-se a fase linear dos filtros FIR. Além disso, estes filtros têm baixa sensibilidade aos erros de quantização dos coeficientes do filtro, o que é importante para a implementação em DSPs ou em circuitos integrados em geral (Litwin, 2000).

Filtros Digitais IIR. A resposta ao impulso de um filtro IIR é de duração infinita. Matematicamente, isto significa que τ_1 ou τ_2 na equação 4.1 é infinito. A equação de saída do filtro digital IIR é dada por

$$y(n) = - \sum_{k=1}^{N-1} a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^{M-1} b_k x(n-k), \quad (4.3)$$

onde a_k é a k -enésima derivação *feedback*. N é o número de derivações *feedback*. M é o número de derivações *feedforward*. No filtro IIR, a saída depende das M entradas anteriores bem como das N saídas anteriores. Este mecanismo de realimentação é inerente em qualquer estrutura IIR. O *feedback* é o responsável pela duração infinita da resposta ao impulso.

Os filtros IIR são úteis para projeto de alta velocidade, pois normalmente possuem um número menor de derivações, em comparação aos filtros FIR. A desvantagem dos filtros IIR é que eles não têm fase linear e podem ser instáveis se não forem projetados corretamente. Além disso, eles são muito sensíveis a erros de quantização dos coeficientes do filtro, que ocorre quando se usa um número finito de bits para representar estes coeficientes. Uma forma de reduzir esta sensibilidade é usar um modelo em cascata, usando filtros IIR de baixa ordem (Litwin, 2000).

Dependendo da aplicação, é escolhida uma estrutura específica de filtro que realize a aproximação da resposta em frequência do sinal por uma função de transferência racional. Na Tabela 6 são apresentadas as vantagens e desvantagens dos diferentes tipos de filtros, a fim de justificar a seleção do filtro *Butterworth* para a aplicação de filtragem das oscilações mecânicas.

Tabela 6: Comparação dos filtros *Butterworth*, *Chebyshev*, e *Elíptico*.

Filtro	Vantagens	Desvantagens
<i>Butterworth</i>	<ul style="list-style-type: none"> · Muito plano na banda passante. · Não apresenta oscilações na banda de rejeição. · O ganho da frequência de corte sempre é $-3dB$. 	<ul style="list-style-type: none"> · Atraso de grupo ou resposta em fase não linear.
<i>Chebyshev</i>	<ul style="list-style-type: none"> · Transição mais abrupta do que o <i>Butterworth</i> com as mesmas especificações de projeto. · Atenuação requerida na banda de rejeição com um filtro de ordem menor do que o <i>Butterworth</i>. 	<ul style="list-style-type: none"> · Resposta em fase não linear · Oscilações na banda passante ou banda de rejeição, tipo 1 ou tipo 2, respectivamente.
<i>Elíptico</i>	<ul style="list-style-type: none"> · Tem a transição mais abrupta do que os dois filtros citados anteriormente. 	<ul style="list-style-type: none"> · Resposta em fase não linear maior do que os filtros anteriores. · Oscilações em ambas bandas.

Quando a fase é não linear em excesso, o sinal filtrado pode ser deformado, o que não é conveniente para esta aplicação. Do mesmo modo, as oscilações nas bandas passante ou de rejeição e as transições abruptas podem gerar problemas no momento de inferir intenções de movimento, que não são realizadas pelo usuário. O atraso de fase menor destes filtros é dado pelo filtro *Butterworth*, assim como uma resposta mais suave. Por estes motivos é selecionado o filtro *Butterworth* para a remoção da componente de alta frequência gerada pelas vibrações da estrutura.

Os filtros *Butterworth* podem ser especificados por dois parâmetros: frequência de corte (ω_c), e ordem (N). Sua função de aproximação para um filtro de ordem N é dada pela equação 4.4:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}} \quad (4.4)$$

Na Figura 30 pode ser vista a resposta em módulo quadrático, obtida a partir da equação 4.4, para quatro ordens (N) de filtro distintas e a mesma frequência de corte ω_c . Pode ser observado que o filtro *Butterworth* apresenta uma resposta muito plana na banda passante, entretanto, na banda de rejeição, esta resposta tende a zero.

Uma das vantagens deste filtro é que o formato da resposta em frequência é mantido para ordens mais elevadas, apresentando somente uma inclinação mais íngreme na banda atenuada. Além disso o atraso inserido pelo filtro para ordens menores é relativamente pequeno e adequado a esta aplicação. A análise é apresentada com mais detalhe na seção 4.6.

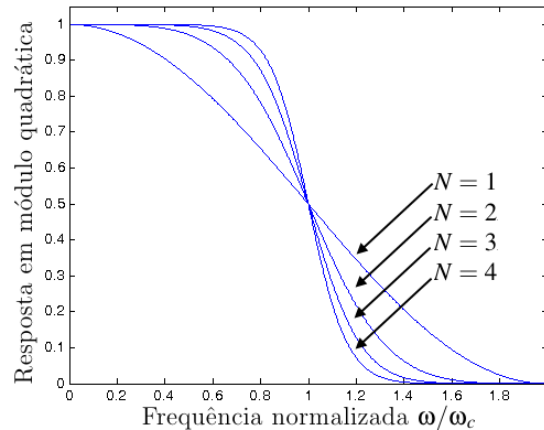


Figura 30: Resposta em frequência de um filtro passa-baixas *Butterworth* para ordens distintas.

4.4 Filtro Adaptativo

As oscilações nos sinais de forças de interação geradas pelo processo natural de marcha e o grau de apoio sobre o andador são quase periódicas, e estão intimamente relacionadas com a cadência da marcha. Trabalhos anteriores relacionados com a estimação e cancelamento destas oscilações propõem o uso de filtros adaptativos, os quais são algoritmos de baixo custo computacional e adequado desempenho (Frizera et al., 2011). Estes filtros são apresentados com maior detalhe como segue.

Fazendo uso de filtros adaptativos *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC), e aproveitando a periodicidade dos sinais da evolução espaço-temporal dos membros inferiores, pode-se estimar a amplitude, frequência e fase destes sinais. A frequência destes sinais é a própria cadência, a qual pode variar dependendo do cada usuário, como apresenta o autor em (Rodríguez et al., 2013). Este sinal é usado como sinal de referência para isolar a componente relacionada com a intenção de movimento das oscilações presentes nos sinais de força. Para atingir este objetivo, é proposto o uso do filtro *Fourier Linear Combiner* (FLC), dadas suas características de filtro *notch* adaptativo para o cancelamento do ruído.

O algoritmo adaptativo FLC permite estimar a amplitude e fase de sinais quase periódicos com frequência conhecida. A estimação dos coeficientes da série de Fourier é feita dinamicamente com um algoritmo recursivo de mínimos quadrados (LMS), usando um método de descenso baseado numa estimação especial do gradiente (Widrow et al., 1960). O FLC é de grande utilidade para o cancelamento de sinais quase

periódicos, já que fornece uma saída de fase zero (Vaz e Thakor, 1989) e um baixo custo computacional, permitindo assim sua implementação em tempo real (Vaz et al., 1994). O modelo de Fourier é dado por

$$s_k = \sum_{r=1}^M [w_r \text{sen}(r\omega_0 k) + w_{r+M} \text{cos}(r\omega_0 k)], \quad (4.5)$$

onde M representa o número de harmônicos, w_r e w_{M+1} representam os coeficientes ou pesos da série, ω_0 representa a frequência fundamental em radianos, e k representa o índice de tempo discreto.

Na Figura 31 pode-se observar que o algoritmo FLC tem duas entradas. Uma é o conjunto de M harmônicos de senos e cossenos de frequência $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ do sinal de referência (X_k) o qual será estimado pelo filtro WFLC. A outra é o erro ϵ_k o qual é o resultado da subtração do sinal de entrada y_k menos a componente oscilatória estimada pelo FCL \hat{s}_k . O sinal de entrada y_k é composto por uma componente oscilatória s_k que deseja-se estimar pelo algoritmo FLC, mais uma componente do sinal de entrada sem componente oscilatória v_k , o qual é o ruído inerente do sistema.

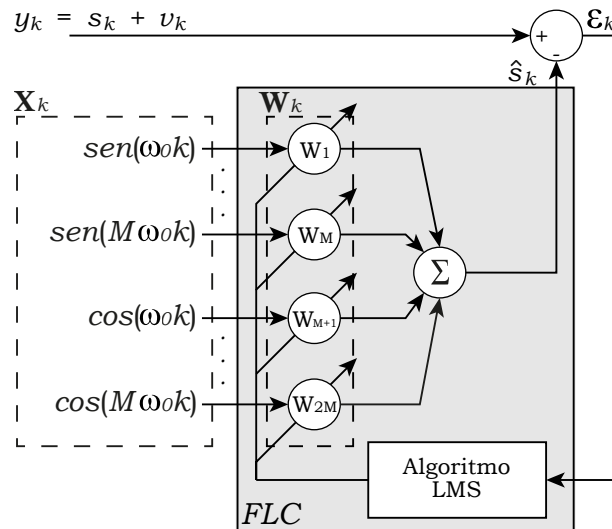


Figura 31: Estrutura do filtro *Fourier Linear Combiner* (FLC).

Para reduzir o erro médio quadrático, o algoritmo LMS primeiramente considera o modelo com uma série truncada de Fourier de M harmônicos. Por outra parte a componente v_k é assumida a não estar correlacionada com o vetor de referência X_k (livre de ruído), e tampouco com os coeficientes da serie de Fourier s_k . O algoritmo recursivo LMS faz a adaptação do vetor dos coeficientes da série de Fourier W_k , o qual

é usado para gerar uma combinação linear das componentes senoidais ortogonais às componentes do vetor de entrada de referência (\mathbf{X}_k). Quando os momentos estatísticos do vetor de pesos \mathbf{W}_k convergem gera-se um error de estado estacionário $\boldsymbol{\varepsilon}_k$ (Vaz e Thakor, 1989), que nesta aplicação está diretamente relacionado com a força realizada pelo usuário v_k . O algoritmo FLC pode-se definir como:

$$x_{r_k} = \begin{cases} \text{sen}(r\omega_0 k), & 1 \leq r \leq M \\ \text{cos}((r-M)\omega_0 k), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (4.6)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon}_k = y_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k \quad (4.7)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu\boldsymbol{\varepsilon}_k \mathbf{X}_k, \quad (4.8)$$

onde r é o índice para cada harmônico, k é o índice de tempo discreto, M o número de harmônicos, μ é o parâmetro de ajuste dos coeficientes a ser estimados. Este ultimo também determina quanto rápido o filtro converge e quanto ele é seletivo, o seja, muda a largura de banda do filtro *notch*.

O algoritmo adaptativo WFLC (Figura 32) é uma extensão do FLC (Latt et al., 2009), que permite estimar em tempo real a amplitude, frequência e fase de um sinal quase senoidal utilizando uma série de Fourier truncada (Riviere et al., 1998). Os coeficientes de Fourier vão se ajustando dinamicamente usando o algoritmo recursivo LMS (Widrow e Stearns, 1985).

Como pode se ver na Figura 32, o sinal de entrada s_k é um sinal quase senoidal que representa nesta aplicação a evolução espaço-temporal das pernas do usuário. A recursividade do algoritmo WFLC minimiza o error $\boldsymbol{\varepsilon}_k$ entre o sinal de entrada s_k e o sinal estimado \hat{s}_k do modelo harmônico dado por,

$$\boldsymbol{\varepsilon}_k = s_k - \sum_{r=1}^M [w_{r_k} \text{sen}(r\omega_{0_k} k) + w_{r_k+M} \text{cos}(r\omega_{0_k} k)], \quad (4.9)$$

Onde \hat{s}_k é representado pelo somatório do lado direito, k é o índice do tempo discreto, r é o índice para cada harmônico, M o número de harmônicos do modelo, e w_{r_k} , w_{r_k+M} e ω_{0_k} os coeficientes de amplitude e frequência instantânea respectivamente, estimados pelo algoritmo WFLC.

Fazendo uso do algoritmo de mínimos quadrados (LMS) para adaptar o valor de

ω_{0k} , se proporciona uma estimação instantânea de frequência, como se segue,

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0k} - 2\mu\epsilon_k \frac{\partial \epsilon_k}{\partial \omega_{0k}} \quad (4.10)$$

$$\frac{\partial \epsilon_k}{\partial \omega_{0k}} = -k \sum_{r=1}^M \left[w_{r_k} \cos \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t} \right) - w_{r_k+M} \sin \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t} \right) \right], \quad (4.11)$$

Onde são considerados todos os possíveis harmônicos conteúdos no sinal de erro ϵ_k a fim de atualizar o peso de frequência ω_0 e minimizar o erro médio quadrático.

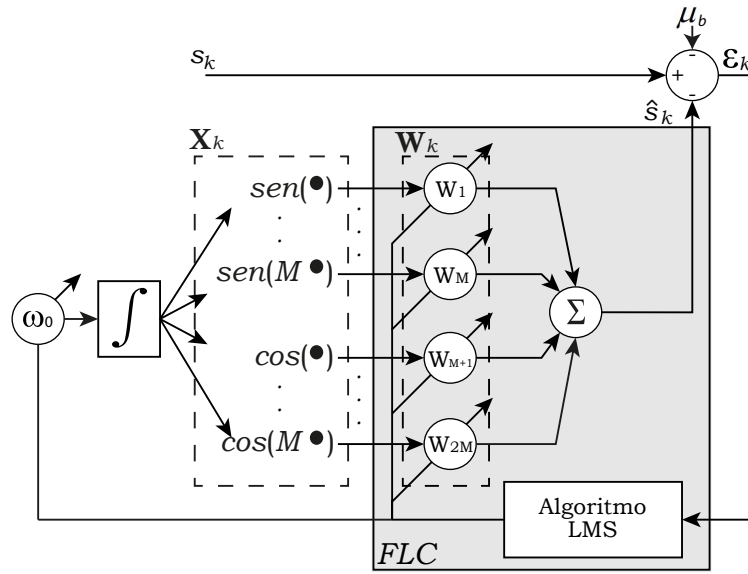


Figura 32: Estrutura do filtro *Weighted-frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC).

O WFLC pode ser representado pelas seguintes quatro equações. A equação 4.12 representa um sinal senoidal de frequência fundamental ω_{0t} , onde as somatórias representam a integral na Figura 32, com o que é considerado todos os possíveis harmônicos do sinal de erro, r é o índice dos harmônicos, e k é o índice de tempo discreto. O erro usado para realizar a adaptação está descrito pela equação 4.13, onde s_k é o sinal periódico desejado, \mathbf{W}_k^T é o vetor de coeficientes da entrada de referência, e μ_b é o ganho para desvio de baixa frequência. Os pesos da frequência e amplitude, atualizados através do algoritmo LMS, são dados pelas equações 4.14 e 4.15, respectivamente.

$$x_{r_k} = \begin{cases} \text{sen} \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t} \right), & 1 \leq r \leq M \\ \text{cos} \left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t} \right), & M + 1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (4.12)$$

$$\epsilon_k = s_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k - \mu_b \quad (4.13)$$

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} + 2\mu_0 \epsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{r_k} x_{M+r_k} - w_{M+r_k} x_{r_k}) \quad (4.14)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu_1 \epsilon_k \mathbf{X}_k \quad (4.15)$$

Os parâmetros para ajustar o algoritmo proposto são: M , que é o número de harmônicos; ω_0 frequência instantânea de inicialização ; μ_0 e μ_1 pesos de atualização da frequência e amplitude; e μ_b peso de repouso, para compensar desvios de baixa frequência (Riviere, 1995).

4.5 Proposta Final de Filtragem

Os algoritmos apresentados anteriormente são combinados de acordo com o esquema proposto em este trabalho é apresentado na Figura 33. A implementação da estratégia de filtragem adaptativa das forças de interação com membros superiores para inferir a intenção de movimento do usuário é uma continuação de trabalhos prévios (Frizera et al., 2011).

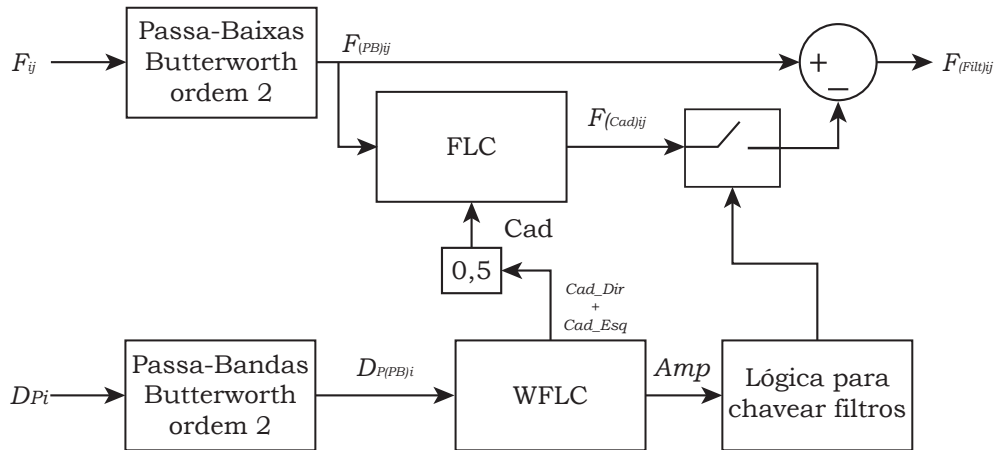


Figura 33: Algoritmo para eliminação da cadência dos sinais de força.

Na Figura 33 o subíndice (i) denota os membros superiores ou inferiores direito ou esquerdo, e o subíndice (j) denota o eixo do sinal de força X, Y ou Z.

O sinal de força (F_{ij}) inicialmente é filtrado por um filtro passa-baixas para eliminar o ruído das vibrações mecânicas oriundas de possíveis imperfeições do solo ou nas rodas do dispositivo, obtendo-se $F_{(PB)ij}$.

Fazendo uso do algoritmo adaptativo WFLC (*Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner*), pode-se estimar a cadência da marcha (Cad) utilizando a posição das

pernas do usuário a partir dos sinais do sensor laser (D_{Pi}), os quais primeiramente são filtrados para suavizar o sinal e eliminar o *offset*, para garantir o funcionamento do filtro WFLC ($D_{P(PB)i}$). Dada a forma e a periodicidade desses sinais, foi observado que este algoritmo se ajusta de forma adequada à proposta.

O algoritmo FLC (*Fourier Linear Combiner*) é utilizado para estimar a amplitude do sinal de força com frequência igual à cadência de marcha ($F_{(Cad)ij}$). O FLC usa como sinal de referência a cadência estimada pelo bloco WFLC (Cad), e como sinal de entrada a força filtrada pelo passa-baixas ($F_{(PB)ij}$). Uma vez que o sinal de entrada está composto por duas componentes, a primeira relacionada com a força (sinal estacionário v_k) e a segunda relacionada com a cadência (sinal oscilatório s_k), no sinal resultante ($F_{(Cad)ij}$) são estimadas as componentes de amplitude do sinal de força relacionadas com a cadência.

Finalmente, este sinal é subtraído do sinal de força para obter as componentes de força filtrada dos membros superiores ($F_{(Filt)ij}$). Estas componentes filtradas, sem vibrações de alta frequência e sem oscilações causadas pelo movimento do tronco, são usadas pelo sistema de controle para a guiagem do andador robótico.

Na Figura 33 pode-se observar que, adicionalmente, existe um ganho de 0,5 para determinar a média da cadência dos dois pés, a qual é usada para proporcionar robustez na estimação da cadência, e um bloco de lógica para chavear filtros. No entanto, este bloco utiliza como sinal de entrada os coeficientes de amplitude estimados pelo filtro WFLC (Amp). Esta amplitude é o cálculo do módulo das componentes seno e cosseno, baseado num limiar (Equação 4.16). Esta informação é usada para validar se o usuário está caminhando ou está estático, para acionar ou não a filtragem. Considerando a Equação 4.15, se segue,

$$Amp_{r_k} = \sqrt{\frac{\sum_{r=1}^M (\mathbf{W}_{r_{kD}})^2 + \sum_{r=1}^M (\mathbf{W}_{r_{kE}})^2}{2}}, \quad (4.16)$$

onde r é o índice do harmônico, k é o índice do tempo discreto, M o número de harmônicos do modelo, D indica o vetor de pesos da perna direita, e E denota o vetor de pesos da perna esquerda, dos quais é determinada a média após a somatória é realizada.

Isto é necessário, já que o algoritmo WFLC pode oferecer uma estimativa com uma frequência diferente de zero e amplitude zero na ausência de sinal de entrada. Observa-

se também que o filtro FLC está sempre ativo, reduzindo o tempo de acomodação do sinal e somente sendo conectado ao sistema quando é necessário. Além disso, é necessário o uso de um filtro passa-baixas ou passa-altas para proporcionar robustez à adaptação dos valores da cadência da marcha (Latt et al., 2009).

4.6 Validação da Estratégia de Filtragem

Nesta seção são apresentados os experimentos realizados para a validação dos dois filtros selecionados. Os usuários que participaram da coleta de dados não apresentam nenhuma patologia na marcha.

4.6.1 Resultados da Filtragem Recursiva

Para cancelar os sinais gerados pelas oscilações da estrutura mecânica do andador durante a locomoção assistida, foi utilizado um filtro digital passa-baixas do tipo *Butterworth*, dadas as vantagens mencionadas anteriormente. A implementação é feita com o auxílio da ferramenta *Filter Design and Analysis Tool* (FDATool) do MATLAB.

O protocolo para a seleção do filtro foi dividido em duas etapas. A primeira consistiu na aquisição e armazenamento dos sinais de força. O experimento foi realizado com três indivíduos sem patologia na marcha em uma trajetória em linha reta com comprimento de 20 metros, repetindo o percurso três vezes, dando como resultado uma base de dados de dezoito sinais dos eixos F_Y , sendo nove para cada sensor. A segunda etapa foi a validação *off-line* do filtro selecionado.

Validação do Filtro *Butterworth*. Dois pontos críticos para a seleção da ordem do filtro foram analisados: a suavidade de resposta e o atraso induzido pelo processo da filtragem. Estas duas características podem gerar ao usuário, ou não, a percepção de um comportamento natural por parte do andador.

Com a finalidade de analisar estas características, a metodologia proposta consistiu em determinar o Erro Cinemático de Seguimento (*ECS*) dado por

$$ECS = \sqrt{|\epsilon|^2 + \sigma^2}, \quad (4.17)$$

onde $|\epsilon|^2$ é o valor médio do erro absoluto do sinal filtrado em relação ao sinal de referência, o qual representa quão rápido o sinal filtrado ajusta-se ao sinal de referência. E o σ^2 é a variância da estimação da referência, a qual representa a suavidade do sinal filtrado. O *ECS* é uma medida que representa o erro, e considera a velocidade com que o filtro responde às mudanças dos sinais de força, e também a suavidade do sinal de saída.

Para obter o sinal de referência, foi usado o filtro *Zero-phase forward and reverse digital filtering*, o qual é implementado em duas fases: a primeira é de forma causal, avançando no tempo, e a segunda de forma não causal, filtrando os dados de forma inversa ao tempo. Deste modo, podem-se obter filtros de fase zero. Claramente, estes filtros não podem ser implementados em processamento *on-line*, dada sua não-causalidade (Brookner, 1998).

Na Tabela 7, pode se ver os resultados dos parâmetros validados da filtragem, (ECS e atraso). O atraso médio do sinal filtrado em relação ao sinal de referência é de $(70,44 \pm 19,38ms)$. O ECS médio é de $(0,198 \pm 0,006Kgf)$. Nos resultados obtidos, o parâmetro do atraso é muito menor em relação à faixa de percepção do usuário, o qual fica em torno dos 200ms, medida usada como referência (Kosinski, 2008). O ECS fica dentro dos valores esperados, em torno a 10% de erro. Os resultados experimentais com os valores selecionados arbitrariamente da ordem 2 e com frequência de corte de 3Hz apresentam um bom desempenho, já que os movimentos voluntários têm máxima frequência, na ordem de 5 a 6Hz (olhos e língua), e os movimentos de intenção de movimento possuem frequência máxima menor à faixa dos 3Hz (Mann et al., 1989).

Tabela 7: Validação das características do filtro. Valores dados na forma média \pm desvio padrão.

EIXO Y		
<i>Butterworth</i> ordem 2		
	ECS [kgf]	$\delta[ms]$
1 F_{yesq}	$(18,217 \pm 0,072) \cdot 10^{-2}$	$(6,933 \pm 1,633) \cdot 10^1$
F_{ydir}	$(18,723 \pm 0,063) \cdot 10^{-2}$	$(7,200 \pm 0,700) \cdot 10^1$
2 F_{yesq}	$(25,392 \pm 2,001) \cdot 10^{-2}$	$(7,666 \pm 0,833) \cdot 10^1$
F_{ydir}	$(23,722 \pm 1,442) \cdot 10^{-2}$	$(7,333 \pm 0,533) \cdot 10^1$
3 F_{yesq}	$(19,365 \pm 0,010) \cdot 10^{-2}$	$(6,833 \pm 4,233) \cdot 10^1$
F_{ydir}	$(13,624 \pm 0,064) \cdot 10^{-2}$	$(6,300 \pm 3,700) \cdot 10^1$
Média	$(1,984 \pm 0,061) \cdot 10^{-1}$	$(7,044 \pm 1,938) \cdot 10^1$

Na Figura 34 pode ser observado um experimento de marcha em linha reta, com uma curva no final, onde o sinal original (azul) contém sinais de alta frequência, os quais são filtradas (sinal vermelho) com um filtro passa-baixas *Buterworth* de segunda ordem com frequência de corte de 3Hz. O atraso introduzido pelo filtro é de 63ms, aproximadamente, com um *ECS* de 0,1362Kg f . Nesta figura pode-se observar que o resultado para a filtragem do ruído mecânico é aceitável. O atraso e o ECS estão dentro dos limiares da percepção humana.

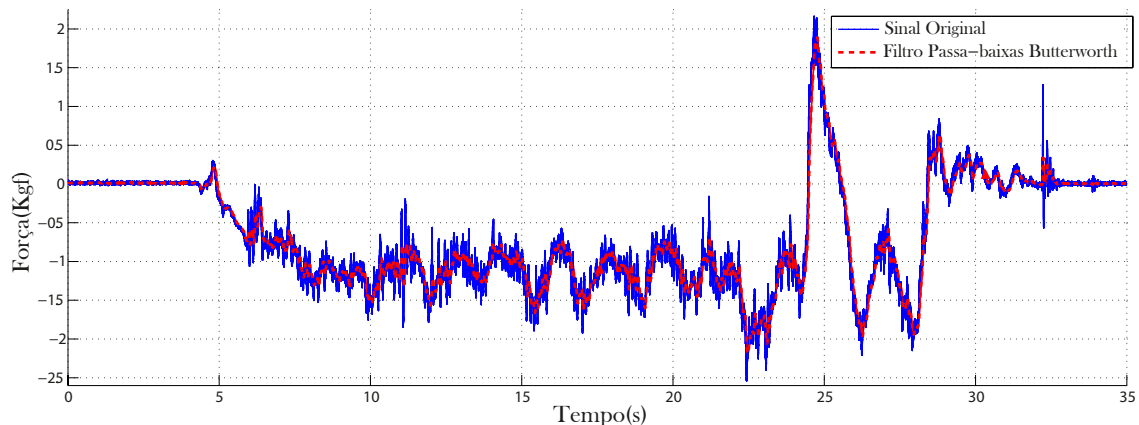


Figura 34: Filtragem do sinal de força.

4.6.2 Resultados da Filtragem Adaptativa

Nesta seção apresenta-se, em primeiro lugar, a aquisição dos sinais obtidos do subsistema de medição da evolução espaço-temporal dos membros inferiores. Em seguida, é apresentada a validação do subsistema de medição de forças de interação.

Distâncias dos Membros Inferiores para Estimação da Cadência da Marcha Humana. O comportamento do sinal do sensor laser para uma pessoa com marcha normal é uma onda quase-periódica com frequência e amplitude definidas pelo padrão de marcha da pessoa e pela posição do sensor laser. A Figura 35(a) apresenta o sinal típico de distância de uma perna com velocidade mais ou menos constante adquirido pelo sensor laser, e a cadência relacionada com esse sinal, Figura 35(b).

O sinal da marcha (Figura 35(a)) é filtrado por um filtro passa-bandas para eliminar o *offset* e suavizar o sinal, e é dividido por um ganho obtido experimentalmente, para ser normalizado. Este sinal é usado pelo algoritmo WFLC para estimar a cadência

e a amplitude do passo. O ajuste dos parâmetros do WFLC foram feitos *offline*. O resultado da estimação da cadência em tempo real pode ser observado na Figura 35(b), onde a pessoa tem uma cadência de 0.7passos/s , aproximadamente. A estabilidade da filtragem é observada após 4 segundos.

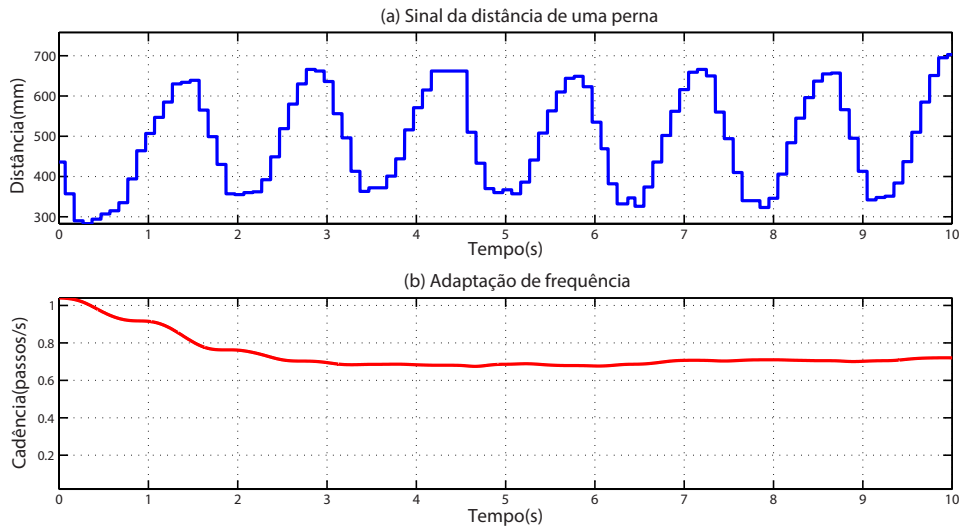


Figura 35: Determinação da cadência do sinal da evolução espaço-temporal da marcha humana.

Seleção de Parâmetros para Filtro Adaptativo FLC. Para determinar o melhor valor do parâmetro μ do filtro FLC, uma análise *off-line* foi feita variando o valor desde 0,002 até 0,01, a fim de observar como é suavizado o sinal resultante da filtragem. O parâmetro μ determina quão seletivo é o filtro. Quanto maior é o seu valor a seletividade do FLC é reduzida (Figura 36). O segundo parâmetro M , foi selecionado com o valor de 2. Este parâmetro determina a quantidade de harmônicos a ser filtrados. O primeiro harmônico está relacionado com a cadência de marcha e a oscilação do ronco horizontal, e o segundo com as assimetrias dos apoios (oscilação do tronco vertical), o qual contém o duplo da frequência de marcha (Frizera, 2010).

O experimento consistiu em uma trajetória em linha reta com uma curva no final. Três sinais de força de interação para o eixo de avanço (F_{avan}) são apresentadas na Figura 36. O sinal vermelho é o sinal original depois de ser tratado pelo filtro *Butterworth*. Claramente são evidenciadas as oscilações originadas pelas oscilações no tronco do usuário, e a quantidade de apoio do peso do usuário sobre o andador. O sinal verde apresenta a validação da proposta de filtragem para $\mu = 0,002$, e o sinal azul apresenta a validação para $\mu = 0,01$.

Comparando o comportamento destes dois últimos sinais com o sinal vermelho, pode-se observar o cancelamento das oscilações já citadas. Uma análise importante é que com valores grandes de μ o sinal resultante tem uma resposta com menos oscilações, entretanto a amplitude é muito atenuada nas curvas, efeito não desejado para esta aplicação (Figura 36 caixa cinza). Para valores menores o filtro tem uma resposta mais aproximada ao movimento executado pela pessoa. A variação deste parâmetro altera a largura de banda (BW) do filtro *notch* (Vaz et al., 1994), proporcionando suavidade ao controle do andador; quanto menor é seu valor mais suave e natural é a resposta. Para valores de $\mu < 1$, se segue,

$$BW \approx 2\mu. \quad (4.18)$$

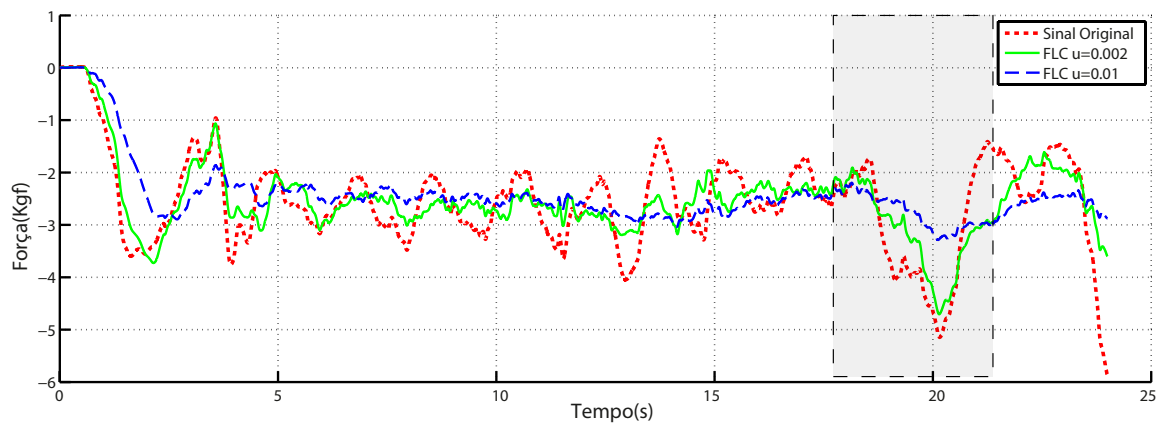


Figura 36: Seletividade do filtro FLC.

4.6.3 Resultados Gerais

Para avaliar o desempenho da proposta de filtragem apresentada neste capítulo, foi realizado um experimento de marcha linear durante 50 segundos com uma cadência de marcha lenta. Na Figura 37(a) observa-se a aquisição das distâncias às pernas do usuário pelo sensor laser, para uma pessoa sem patologia na marcha. Na Figura 37(b) pode-se ver o sinal de força do eixo Y, sem processar, e o resultado de: (1) filtragem do sinal de força pelo filtro Passa-Baixas, com frequência de corte igual a 3Hz; (2) filtragem da cadência da marcha do sinal de força, feito pelo filtro *Passa – Baixas + WFLC + FLC*. Na Figura 37(c) pode-se observar os mesmos resultados para o sinal de força do eixo Z, com filtro *Passa – Baixas + WFLC + FLC*.

O resultado do cancelamento da cadência da marcha dos sinais de força pode ser observado em vermelho. No início do experimento as amplitudes dos sinais (vermelho-

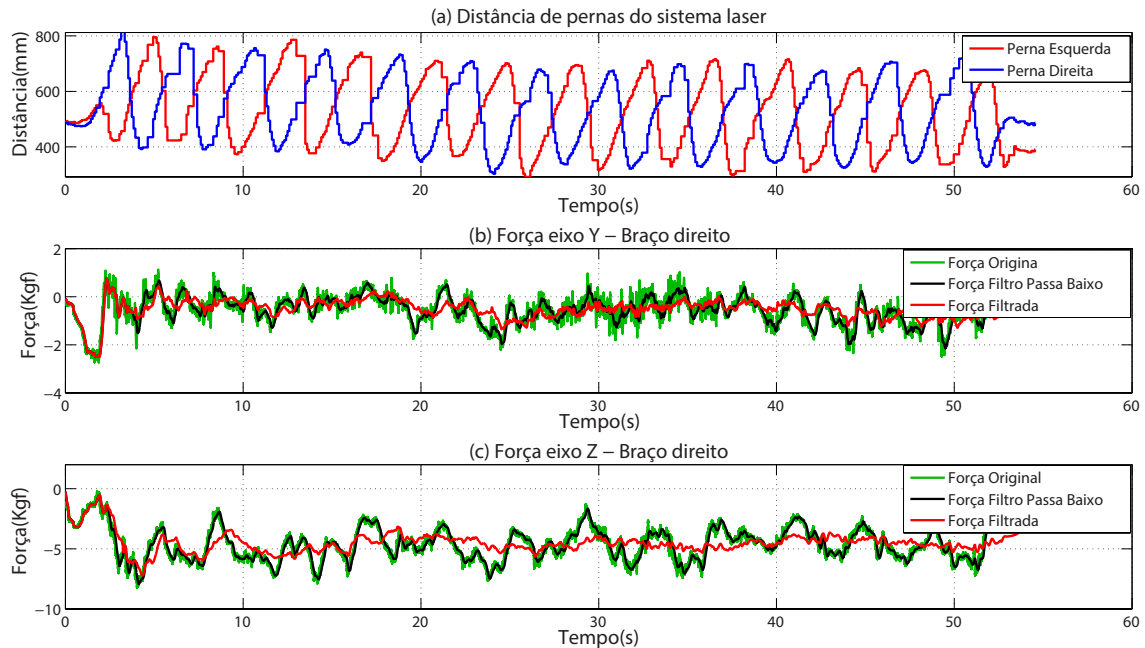


Figura 37: Resultado do cancelamento da cadência da marcha humana dos sinais de força de interação de membro superior usando filtragem adaptativo.

preto) são similares. No percurso da marcha assistida pelo andador, os algoritmos WFLC e FLC vão se adaptando e as oscilações do sinal vermelho vão diminuindo. Passados dez segundos o resultado é mais evidente, Figura 37(c).

Para este experimento os valores dos parâmetros dos filtros FLC e WFLC foram ajustados *offline*, experimentalmente com usuários sem deficiência na marcha. Os dados obtidos neste processo foram:

- FLC. $M = 2$ e $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$
- WFLC. $M = 1$, $\omega_0 = 1$, $\mu_0 = 2 \cdot 10^{-6}$, $\mu_1 = 1,5 \cdot 10^{-3}$, e $\mu_b = 0$

5 *Proposta e Validação da Estratégia de Controle do Andador Robótico*

5.1 Introdução

O controlador do andador robótico utiliza os sinais de força de interação filtrados e apresentados no capítulo anterior como sinais de entrada. Com esta informação, pode-se inferir as componentes de força relacionadas com os comandos de movimento e realizar uma ação de controle correspondente. Neste capítulo, é apresentado, em primeiro lugar, o controle de baixo nível, seguido da implementação do controlador Fuzzy proposto em (Frizera, 2010). Uma modificação deste controlador incluindo a velocidade linear do usuário é proposta. Finalmente, é apresentado o sistema de segurança do dispositivo.

5.2 Esquema Geral de Controle

Na Figura 38, pode-se ver que o esquema de controle implementado na plataforma *PC/104-plus*, o qual está dividido em dois sub-blocos. O primeiro é o controlador de baixo nível usado para garantir a realização dos comandos de velocidade durante a tração dos motores. O segundo é o controlador de alto nível baseado na integração das forças de interação entre os membros superiores do usuário e o andador, com a informação da evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário. Este controlador gera os *setpoints* de velocidade para o controle de baixo nível, conforme apresentado na Figura 38.

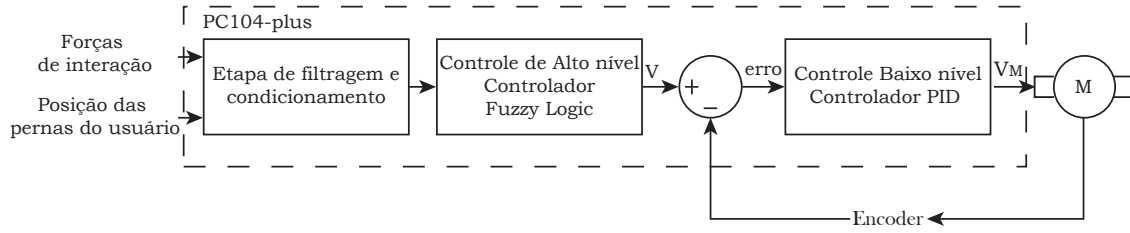
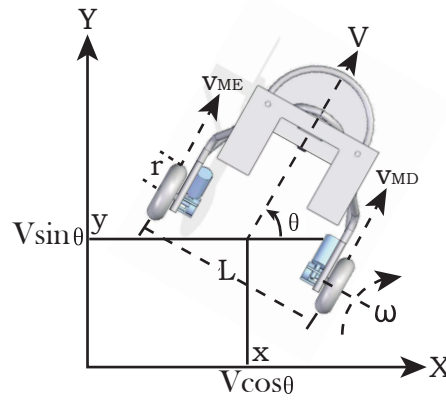


Figura 38: Esquema geral de controle do andador.

5.3 Controlador de Baixo Nível

5.3.1 Modelo Cinemático do Andador

O sistema de locomoção do *UFES Smart Walker* é do tipo diferencial (Figura 39). A velocidade linear da roda direita (V_{MD}) e da roda esquerda (V_{ME}) são dadas pelas equações 5.1 e 5.2, respectivamente. r é o raio para as duas rodas, e ω_D e ω_E são às velocidades angulares associadas as rodas direita e esquerda, respectivamente. O modelo cinemático do andador é apresentado pela Equação 5.3.

Figura 39: Cinemática do *UFES Smart Walker*.

$$V_{MD} = r\omega_D \quad (5.1)$$

$$V_{ME} = r\omega_E \quad (5.2)$$

$$\begin{bmatrix} V \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2} \\ \frac{r}{L} & -\frac{r}{L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_D \\ \omega_E \end{bmatrix}, \quad (5.3)$$

onde V é a velocidade linear do andador e ω é a velocidade angular.

Considerando as Equações 5.1 e 5.2, e observando a Figura 40, pode-se deduzir que o raio de giro realizado pela roda esquerda (R_1) e o raio de giro realizado pela roda

direita (R_2) com relação ao ponto P podem ser relacionados ao raio de giro do andador pelas seguintes equações:

$$R_1 = R - \frac{L}{2}; R_2 = R + \frac{L}{2}, \quad (5.4)$$

onde R é o raio de giro do andador, equação 5.5.

$$R = \frac{L}{2} \left(\frac{V_{ME} + V_{MD}}{V_{MD} - V_{ME}} \right) \quad (5.5)$$

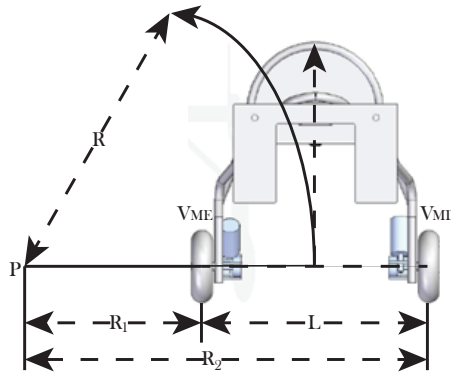


Figura 40: Raio de giro do *UFES Smart Walker*.

5.3.2 Controlador PID

O sistema de locomoção de tipo diferencial é de fácil implementação, mas é difícil controlar, necessitando de um controle de precisão para trajetórias retas (Flynn et al., 1993). O controlador PID (Proporcional, Integral, Derivativo), em suas distintas versões compreende uma solução aceita nos problemas de controle na indústria (Ogata, 1998). Neste trabalho, é proposto o uso do controlador PID em paralelo (Figura 41) para o controle da velocidade dos motores do andador.

Neste controlador, os seguintes termos são utilizados:

Termo proporcional: É um ganho que atua diretamente sobre o sinal de erro $e(t)$. Este termo considera o estado atual do controlador e é usado para ajustar a velocidade de resposta do sistema.

Termo integral: Este termo considera a valores anteriores do sinal e é usado para eliminar o erro em estado estacionário.

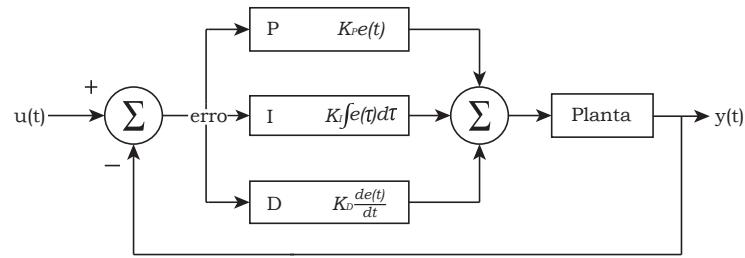


Figura 41: Controlador PID em paralelo.

Termo derivativo: É usado para incrementar o amortecimento do sistema. O termo derivativo é a previsão do erro ou desvio do comportamento desejado. Também é conhecido por amplificar o ruído e pode causar problemas relacionados com a estabilidade do sistema.

A equação no tempo de um controlador PID em paralelo é apresentada em 5.6,

$$u(t) = K_p e(t) + K_I \int_0^t e(\tau) d\tau + K_D \frac{de(t)}{dt}. \quad (5.6)$$

A realização de um controlador PID discreto é dada pela transformada z da equação anterior. Desta forma, obtém-se:

$$U(z) = K_P \left[1 + \frac{T}{T_I(1-Z^{-1})} + T_D \frac{(1-Z^{-1})}{T} \right] e(z) \quad (5.7)$$

5.3.3 Implementação e Ajuste de Parâmetros do Controlador PID

O controlador de baixo nível está baseado em um controlador PID discreto em paralelo implementado em MATLAB-Simulink no bloco *Discrete PID Controller*. O laço de controle é apresentado na Figura 42, onde o *PC/104-plus* envia o *setpoint* (em número de pulsos de 0-95) para os dois motores à placa LAZARIM. Esta executa a modulação por largura do pulso (PWM), em relação ao valor recebido do *PC/104-plus*. Para fechar o laço de controle, o módulo MC9S08QE128 envia o valor de pulsos recebidos pelos *encoders* acoplados aos motores ao *PC/104-plus* (sinal de realimentação). Finalmente, o sinal de erro é calculado e a ação de controle é executada.

O ajuste dos parâmetros de sintonia adquiridos experimentalmente foram $K_P = 1$, $K_I = 1,2$, $K_D = 1 \cdot 10^{-1}$. O resultado do ajuste é apresentado na Figura 43. Pode-se

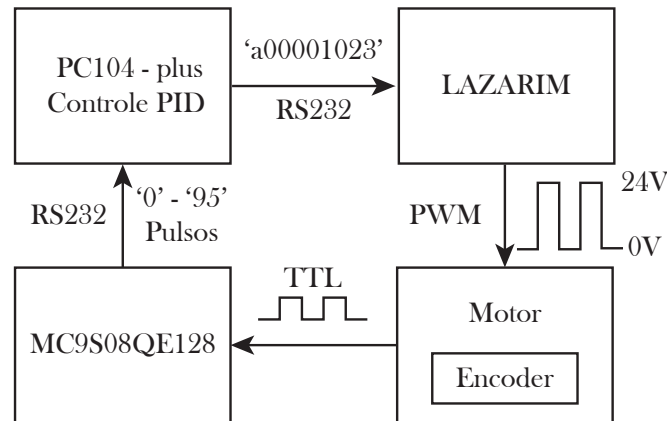


Figura 42: Laço do Controlador PID.

comparar a resposta dos atuadores frente a um estímulo de degrau unitário sem controle (sinais vermelhos) e com controle (sinais verdes). Na Figura 43 pode-se ver que o motor direito (Figura 43(b)) gira mais devagar em relação ao motor esquerdo (Figura 43(a)). Além disso, nenhum motor consegue chegar ao valor desejado do *setpoint* (sinal azul), neste caso 60 pulsos/100ms. Isto ocasiona que o andador não siga a trajetória indicada em linha reta com a velocidade desejada, o que pode gerar menor conforto e fadiga no uso do dispositivo, pois é necessário realizar maior força para conseguir o valor desejado de velocidade, e realizar a força de forma assimétrica para conseguir andar em linha reta.

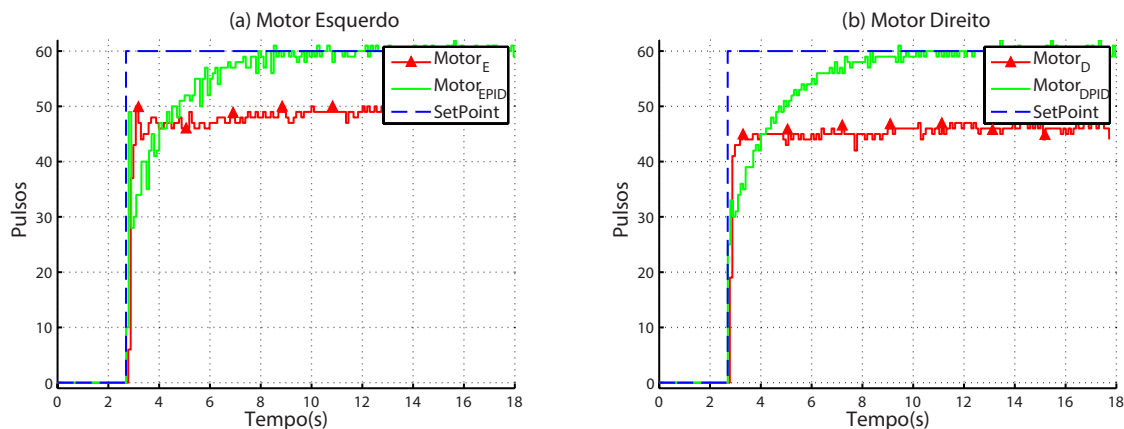


Figura 43: Resposta ao impulso do Controlador PID; (a) Motor Esquerdo; (b) Motor Direito.

Como pode-se observar na Figura 43 (a) e (b), os sinais dos *encoders* (em vermelho) e da resposta do controlador (verdes) apresentam oscilações consideravelmente altas. Isto ocorre devido a problemas no acoplamento mecânico dos *encoders* e às vibrações da estrutura geradas pelos motores. Isto representa um fator importante na velocidade

da resposta e na estabilidade do controlador PID. Uma solução para este problema é a implementação dos *encoders* com uma adaptação mecânica mais adequada, por exemplo, usando *encoders* mais compactos desenvolvidos para ser fixados no eixo do motor (Usdigital, 2014).

5.4 Controlador de Alto Nível

5.4.1 Diagrama Anterior de Controle de Alto Nível

A Figura 44 apresenta o diagrama de controle inicialmente implementado no andador robótico. Este esquema foi proposto no projeto SIMBIOSIS, apresentando ótimos resultados (Frizera, 2010), está dividido em seis blocos principais. O primeiro bloco contém os sinais dos sensores usados no andador para interagir com o usuário. O segundo bloco é a etapa de filtragem deste sinais para inferir as intenções de movimento do usuário para a guiagem do andador. A fim de garantir que estes sinais fiquem dentro dos limites aceitáveis pelo bloco Fuzzy, é utilizado uma etapa de condicionamento. O bloco Fuzzy classifica os sinais e gera sinais equivalentes baseados em funções de pertinência e regras de classificação. O segundo bloco de condicionamento permite ajustar os sinais de saída do bloco Fuzzy, garantindo que os valores máximos e mínimos estejam dentro dos valores aceitáveis para os atuadores do andador. O último bloco representa a saída para os atuadores, utilizando o controlador PID já apresentado na seção anterior.

Uma melhora no esquema de controle foi adicionada neste trabalho. No controlador Fuzzy proposto por (Frizera, 2010), os sinais de velocidade gerados pelo bloco Fuzzy são enviados diretamente aos atuadores, o que não garante que a resposta dos motores sigam o sinal de *setpoint*. Como foi apresentado na seção anterior com o controlador de baixo nível PID, pode-se alcançar os valores de velocidade desejados, o que garante que o andador acompanhe as intenções de movimento realizadas pelo usuário de forma mais precisa. Além disso, os sensores utilizados nos motores do andador (*encoders*) proporcionam informação de velocidade e deslocamento do dispositivo. Isto permite realizar as ações de controle em medidas reais. Nas seguintes subseções são apresentados os blocos do controlador Fuzzy.

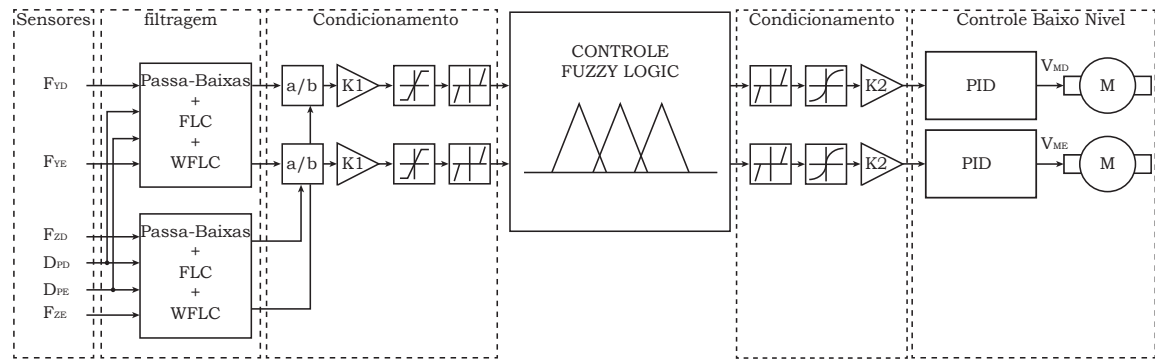


Figura 44: Controlador *Fuzzy Logic* usado para a guiagem do andador proposto em (Frizzera, 2010) mais melhora do controlador PID de baixo nível.

5.4.2 Etapa de Filtragem

Como foi apresentado no Capítulo 4, os sinais de força são filtrados para eliminar componentes de alta frequência e eliminar componentes associadas às oscilações relacionadas com os movimentos do tronco durante a marcha assistida. Para este fim, o bloco de filtragem está dividido em três componentes. (1) Filtro passa-baixas do tipo *Butterworth*, encarregado de eliminar as componentes de alta frequência geradas pelas oscilações mecânicas. (2) Filtro FLC, usado para isolar os sinais de intenção de movimento das oscilações relacionadas com a marcha. (3) Filtro WFLC, usado para estimar a cadência da marcha e amplitude do passo. Estes três componentes são fusionados de acordo com a metodologia apresentada no Capítulo 4 para cada componente de força. Então, a etapa de filtragem faz uso de quatro filtros Passa-Baixas, quatro filtros FLC e quatro filtros WFLC.

5.4.3 Condicionamento do Sinal de Entrada do Controlador Fuzzy

Para garantir que os sinais de intenção de movimento fiquem dentro dos limites de entrada do bloco Fuzzy, estes são condicionados de acordo com a metodologia apresentada na Figura 44. Primeiramente, a informação de guiagem do andador é obtida dos sinais de força do eixo Y de cada sensor de força (F_{avan}). Devido a que o peso suportado pelo andador depende diretamente de cada usuário e, além disso, pode-se apresentar assimetrias nos apoios para o mesmo usuário, o sinal de avanço (F_{avan}) é dividido pela componente de força no eixo Z (F_{apoio}), correspondente ao mesmo sensor.

Então, enquanto o usuário fique mais apoiado em um apoio, terá que realizar mais força no mesmo na direção de avanço para obter uma saída equivalente.

Cada uma das saídas é multiplicada por um ganho $k1$ que permite adequar os sinais antes de entrar no bloco Fuzzy. É importante, então, usar um saturador (*Sat*) que garanta que os valores máximo e mínimo das entradas não excedam os limites de entrada do controlador Fuzzy $(-1, +1)$. Outra componente importante é um bloco de zona morta (*ZM*) utilizado para evitar que pequenos sinais gerem sinais de entrada no controle, e assim, evitar a classificação de variações menores, que podem gerar oscilações nos motores sem gerar movimento do andador.

5.4.4 Controlador Baseado em Lógica Fuzzy

O controlador Fuzzy proposto em (Frizera, 2010), possui 4 funções de pertinência para os sinais de entrada, e 3 funções de pertinência para os sinais de saída, conforme apresentado a seguir.

Funções de pertinência de Entrada

- Valor negativo (neg) dado pela função em forma Z (*Z-shaped*), com $a = -0,8$ e $b = 0$, definido pela equação 5.8

$$zmf(x) = \begin{cases} 1 & , x \leq a \\ 1 - 2 \cdot \left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2 & , a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 2 \cdot \left(b - \frac{x}{b-a}\right)^2 & , \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 0 & , \geq b \end{cases} \quad (5.8)$$

- Valor zero (zero) dado pela função Gaussiana simétrica com $\sigma = 0,2045$ e $c = 0$, definido pela equação 5.9

$$gaussmf(x) = e^{-\frac{(x-c)^2}{2\sigma^2}} \quad (5.9)$$

- Valor pouco positivo (ppos) dado pela função Gaussiana simétrica com $\sigma = 0,1173$ e $c = 0,4$, definido pela equação 5.9

- Valor positivo (pos) dado pela função em forma S (*S-shaped*), com $a = 0,3148$ e $b = 0,8$, definido pela equação 5.10

$$smf(x) = \frac{1}{1 + e^{-a(x-b)}} \quad (5.10)$$

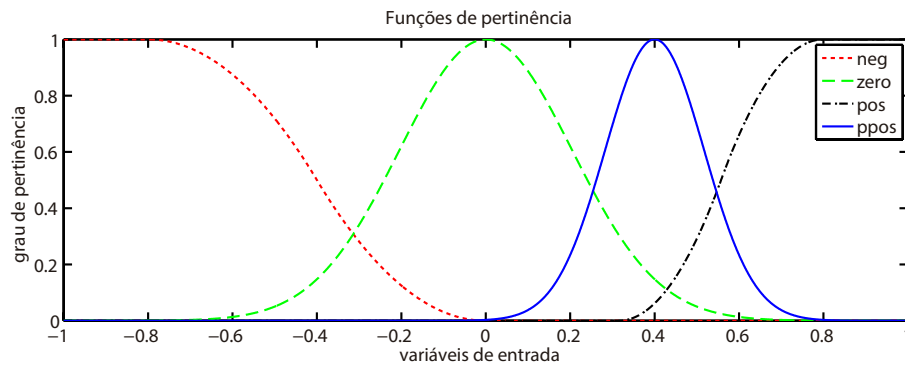


Figura 45: Funções de pertinência para os sinais de entrada ao controlador Fuzzy.

Funções de pertinência de Saída

- Valor zero (zero) dado pela função em forma de Z (*Z-shaped*), com $a = -0,2$ e $b = 0,5$
- Valor pouco positivo (ppos) dado pela função Gaussiana simétrica com $\sigma = 0,1944$ e $c = 0,5$
- Valor positivo (pos) dado pela função em forma de S (*S-shaped*), com $a = 0,5$ e $b = 0,8$

As funções de saída só contemplam valores positivos entre 0 e 1 (Figura 46). O motivo é a segurança do usuário, já que o movimento do andador no sentido do usuário pode terminar em uma queda.

Definidas as funções de pertinência de entrada e saída, são definidas as regras que determinam o movimento do andador. Dado que são 2 entradas e 4 estados, pode-se obter $2^4 = 16$ possíveis combinações. Seja a entrada direita E_D e a entrada esquerda E_E , as regras para a saída direita S_D e a saída esquerda S_E são apresentadas na Tabela (8).

A implementação do controlador Fuzzy foi feita na ferramenta *Fuzzy Inference System* do MATLAB. Para realizar a aplicação da informação no modelo *fuzzy* foi

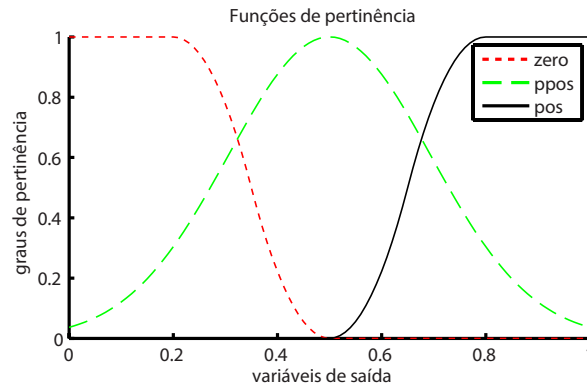


Figura 46: Funções de pertinência para os sinais de saída do controlador Fuzzy.

Tabela 8: Regras do sistema Fuzzy.

E_E	E_D	neg	zero	ppos	pos		
neg	neg	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = ppos$	$S_E = zero$	$S_D = pos$
zero	neg	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = ppos$
ppos	neg	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = ppos$
pos	neg	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = ppos$
neg	zero	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$
zero	zero	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$
ppos	zero	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = zero$
pos	zero	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = zero$
neg	ppos	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$
zero	ppos	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$	$S_E = zero$	$S_D = zero$
ppos	ppos	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = zero$	$S_E = ppos$	$S_D = zero$
pos	ppos	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = zero$	$S_E = pos$	$S_D = zero$
neg	pos	$S_E = zero$	$S_D = pos$	$S_E = zero$	$S_D = pos$	$S_E = zero$	$S_D = pos$
zero	pos	$S_E = ppos$	$S_D = pos$	$S_E = zero$	$S_D = pos$	$S_E = zero$	$S_D = pos$
ppos	pos	$S_E = pos$	$S_D = pos$	$S_E = ppos$	$S_D = pos$	$S_E = ppos$	$S_D = pos$
pos	pos	$S_E = pos$	$S_D = pos$	$S_E = pos$	$S_D = pos$	$S_E = pos$	$S_D = pos$

definido: (i) *AND* como operador lógico para o método do mínimo; (ii) *OR* como operador lógico para o método do máximo; (iii) cálculo do mínimo para o método de implicação; (iv) cálculo do máximo para o método de agregação; e (v) cálculo do centroide para o método do defuzzificação.

5.4.5 Condicionamento do Sinal de Saída do Controlador Fuzzy

Do mesmo modo que os sinais de entrada do controlador Fuzzy são condicionados, os sinais de saída também são adequados para garantir os valores máximo e mínimo do controlador de baixo nível. Primeiramente, é usado um bloco de zona morta (*ZM*) para evitar que pequenos sinais de controle gerem sinais de saída para os motores. O motivo é que eles não funcionam com sinais muito baixos, gerando altas correntes, sem que o sistema se mova, ocasionando um consumo energético maior, além do aquecimento dos atuadores. O suavizador do sinal é usado para evitar enviar sinais aos motores com muitas variações, sendo o seu efeito similar ao de um filtro passa-baixas. Finalmente, o ganho k_2 permite adequar os sinais de saída aos níveis máximo e mínimo que devem ser transmitidos aos motores.

5.4.6 Controlador de Baixo Nível

Uma melhora incluída neste projeto em relação ao projeto SIMBIOSIS é o uso do controlador de baixo nível PID para garantir que as velocidades dos motores sejam executadas. As vantagens como já foram discutidas neste capítulo são um maior conforto e menor fadiga no uso do dispositivo. Vale a pena destacar que o projeto SIMBIOSIS não tinha implementados *encoders*, porém, não foi possível a implementação do controlador de baixo nível.

5.5 Controlador Proposto neste Trabalho

O controlador proposto neste trabalho é apresentado na Figura 47. Este é baseado no controlador apresentado anteriormente e duas modificações importantes. A primeira é o uso de uma estratégia de filtragem (blocos azul e vermelho). A segunda modificação é feita no controlador, introduzindo a medição direta da velocidade do usuário. Esta grandeza é usada como parâmetro de controle de velocidade linear do andador (bloco verde). Os blocos de sensores, condicionamento de sinais de intenção de movimento, controlador Fuzzy, e condicionamento de sinais de saída do controlador Fuzzy não sofreram modificações.

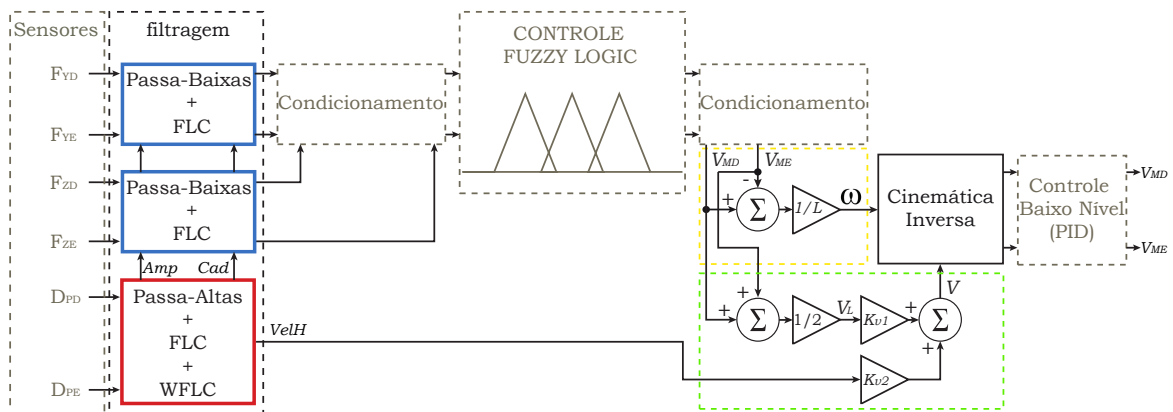


Figura 47: Uso da velocidade linear do usuário para o controlador proposto.

A utilização da velocidade linear do usuário na estratégia de controle permite um maior conforto e uma resposta mais natural do sistema, uma vez que o andador seguirá o usuário durante a marcha assistida. Por outro lado, o usuário não necessita realizar uma significativa força de interação, o que gera menos fadiga no uso do dispositivo. Por

outra parte, é importante manter a sensação de força de interação durante a velocidade linear do andador para que o usuário sinta que empurra algo. A solução apresentada neste novo esquema de controle modifica a equação cinemática do andador como segue,

$$\begin{bmatrix} V \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{v1} \cdot \frac{r}{2} & K_{v1} \cdot \frac{r}{2} & K_{v2} \cdot Vel_H \\ \frac{r}{L} & -\frac{r}{L} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_D \\ \omega_E \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (5.11)$$

onde K_{v1} e K_{v2} representam os ganhos das velocidades lineares do andador e do usuário, respectivamente.

5.5.1 Modificação da Etapa de Filtragem

Foi feita uma modificação no método da obtenção dos parâmetros relacionados com a marcha. Conforme mostrados na Figura 44, cada sinal de força faz uso de um filtro passa-baixas, mais um filtro FLC para obter sinais de força sem componentes relacionados com a cadência e sem componentes de alta frequência gerados pela vibração mecânica da estrutura. Por outra parte tem-se um filtro passa-banda mais um filtro WFLC para estimar a cadência de cada pé, para obter a média e usar este resultado como sinal de referencia no filtro FLC (ver Figura 33). Portanto, tem-se um total de dezesseis filtros para o processamento dos sinais envolvidos na detecção de intenção de movimento do usuário.

Na Figura 47, pode-se observar que os blocos cinza continuam sendo os mesmos dos apresentados na Figura 44, mas a etapa de filtragem apresenta modificações. Primeiramente os blocos dos sinais de força agora não integram o filtro WFLC (blocos azuis), pois a informação de amplitude e cadência da marcha proporcionada por este no esquema anterior, agora está contenda no bloco vermelho. Uma vantagem dessa modificação é a utilização de só um filtro passa-altas, um filtro FLC e um filtro WFLC, para a estimação de parâmetros relacionados com a marcha, o que representa uma redução no custo computacional devido ao processamento dos sinais.

5.5.2 Modificação do *Setpoint* de Velocidade Linear

A segunda modificação afeta o controlador. A ideia consiste em utilizar informações da velocidade linear do usuário juntamente com a velocidade linear do andador, já que

o controlador anterior (Figura 44) só contempla a intenção de movimento baseado em forças de interação dos membros superiores do usuário e andador.

Como é apresentado na Figura 47, a velocidade linear do andador (V) é afetada por duas componentes: a primeira é determinada pelas forças de interação dos membros superiores com o andador V_L . A segunda é determinada pela velocidade linear do usuário Vel_H , a qual é discutida na seguinte seção. Estas duas componentes são multiplicadas pelos ganhos K_{v1} e K_{v2} , respectivamente, as quais permitem modificar a contribuição independente destas duas grandezas (bloco verde). A velocidade angular do andador ω é determinada somente pelas forças de interação (bloco amarelo).

5.5.3 Obtenção da Velocidade Linear do Usuário em Tempo Real

O algoritmo para a extração de distância e ângulo das pernas usando os sinais do sensor laser foi desenvolvido em trabalhos anteriores (Schneider J. et al., 2012). O esquema contendo o método proposto nesta seção é apresentado na Figura 48, a qual é uma modificação do método apresentado no Capítulo 4 (Figura 33), onde são processados dois sinais da distância às pernas do usuário, de forma independente. A média destes sinais determina a cadência. Nesta modificação, somente é considerado um sinal diferencial, o que representa uma redução no processamento dos sinais do sensor laser. Com este método, é possível realizar a estimação de parâmetros espaço-temporais da marcha, tais como: amplitude do passo, cadência da marcha e velocidade linear instantânea do usuário (Rodríguez et al., 2013).

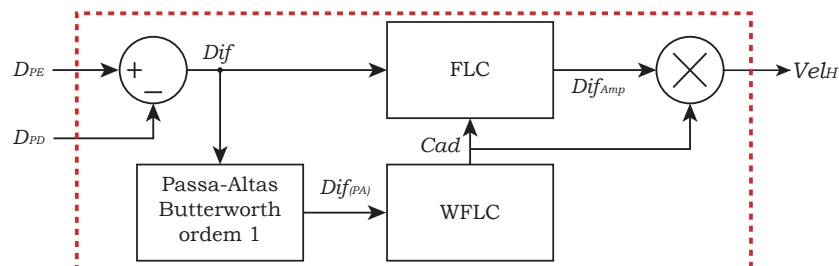


Figura 48: Algoritmos adaptativos empregados para extração da velocidade linear do usuário.

Os sinais de distância, em relação ao andador, das pernas esquerda (D_{PE}) e direita (D_{PD}) são subtraídos para obter um único sinal diferencial (Dif). Este sinal é filtrado pelo filtro passa-altas para eliminar o *offset*. O algoritmo adaptativo WFLC faz uso

deste sinal, após ser filtrado ($Dif_{(PA)}$), para extrair a cadência da marcha (Cad). O algoritmo FLC opera estimando os coeficientes de amplitude da Série de Fourier com frequência igual à cadência de marcha (Cad), sendo que a amplitude do sinal diferencial (Dif_{Amp}) é obtida através destes coeficientes. Com a informação de amplitude e cadência de marcha, pode-se inferir a velocidade do usuário, dada pelo produto das duas grandezas (Frizera et al., 2012), seguindo a equação

$$Vel_H = Cad[\text{passos/s}] \cdot Dif_{Amp}[m/\text{passos}]. \quad (5.12)$$

5.6 Protocolo para Validação do Sistema de Controle Proposto

Para a validação do *UFES Smart Walker* foram considerados três itens: (1) resposta do controlador de baixo nível; (2) estimação das componentes relacionadas com a marcha; e (3) resposta dos controladores de alto nível sem e com velocidade linear do usuário. Nas seguintes seções são apresentados, com maior detalhe, estas três etapas de validação.

5.6.1 Validação do Controlador de Baixo Nível

Para obter a velocidade máxima dos motores, sem controle, eles foram ligados diretamente a uma fonte de 24V, sendo que o *encoder* incremental gerou como resultado 93 pulsos para o motor esquerdo e 88 pulsos para o motor direito, com uma taxa de amostragem T de 100ms. Dadas estas condições, considerou-se como valor máximo para os dois motores $80\text{pulsos}/T$. Já que o teste do controlador PID foi feito em pulsos/T , foi realizada uma adaptação das unidades para se ter uma medida de deslocamento real; ou seja, os pulsos/T não proporcionam de forma direta informação da velocidade linear ou angular do andador. Para isso, foi definido o valor máximo destas duas grandezas, em m/s e graus/s, respectivamente, como segue,

$$V_{lmax} = \frac{v_{MEmax} + v_{MDmax}}{2} \Rightarrow \frac{80\text{pulsos}/T + 80\text{pulsos}/T}{2} = 80\text{pulsos}/T, \quad (5.13)$$

$$\frac{80\text{pulsos}}{T} \left[\frac{2\pi r}{C} \right] \left[\frac{T}{0,1s} \right] = 0,4608m/s$$

$$V_{\omega max} = \frac{v_{MEmax} - (-v_{MDmax})}{L} \Rightarrow \frac{80pulsos/T - (-80pulsos/T)}{L} = \frac{160pulsos/T}{L} \quad (5.14)$$

$$\frac{160pulsos/T}{L} \left[\frac{2\pi r}{C} \right] \left[\frac{T}{0,1s} \right] \left[\frac{360graus}{2\pi} \right] = 70,4graus/s,$$

onde:

- r é o raio das rodas, igual a 0,11m;
- C é o valor máximo de pulsos por volta dos *encoders* (1200);
- L é a distância entre rodas (0,75m);
- T é o período de amostragem dos *encoders* (100ms).

A validação do controlador de baixo nível foi realizada em dois cenários. O primeiro foi uma linha reta de comprimento de nove metros. Foram realizados três repetições a diferentes velocidades, e foi observado o deslocamento linear do andador, Figura 49(a). O segundo cenário consistiu em realizar uma circunferência de raio $R = 1.5m$. Foram realizadas três repetições com três velocidades diferentes para validar o controle de velocidade angular do andador, como é mostrado na Figura 49(b).



Figura 49: Experimentos propostos para a validação do controlador de baixo nível.

5.6.2 Validação do Algoritmo de Estimação da Velocidade Linear do Usuário

Para a validação de tal algoritmo, seis usuários sem patologias associadas à marcha foram escolhidos. Estes apresentam as seguintes características: dois têm estatura superior a 180 cm (Altos - Figura 50(a)), dois estão entre 170 cm e 180 cm (Médios -

Figura 50(b)) e dois são mais baixos que 170 cm (Baixos - Figura 50(c)). Cada usuário realizou oito repetições da trajetória reta, com comprimento de 12 m, com o andador. Dentre as repetições, quatro foram feitas com uma cadência de meio passo por segundo e as outras quatro com uma cadência de um passo por segundo. O ritmo da marcha foi definido por um metrônomo, com passos de 500 mm indicados em marcas fixadas no solo. Desta forma, foram definidas duas velocidades de marcha: 250 mm/s e 500 mm/s para a validação da metodologia proposta. Como pode ser visto na Figura 50, a maior amplitude de cada passo é dada pela *distância*₃₋₄, correspondente às marcas no chão, mas o valor medido pelo sensor laser é a *distância*₁₋₂.



Figura 50: (a) Pessoa de estatura alta; (b) Pessoa de estatura media; (c) Pessoa de estatura baixa.

Todos os experimentos foram gravados com o fim de medir a relação entre as duas distâncias, e realizar os ajustes de forma a minimizar o erro na estimação do tamanho do passo causado pela posição do sensor laser a 30 cm do solo. Após a análise dos dados dos seis usuários encontrou-se uma proporção constante entre a distância real 3-4 e a medida 1-2, definida pela relação: $distância_{3-4} = k * distância_{1-2}$. Esta constante será utilizada para multiplicar a amplitude Dif_{Amp} estimada pelo algoritmo da Figura 48, a fim de obter a amplitude real do passo.

5.6.3 Estimação das Componentes Relacionadas com Oscilações do Tronco Durante a Marcha Assistida

Na Figura 51 pode-se observar um experimento com cadência de um passo por segundo. A Figura 51(a) mostra a posição das pernas. A diferença da posição das pernas, entrada do algoritmo de estimação de velocidade, é apresentada na Figura 51(b). A Figura 51(c) apresenta a cadência estimada pelo algoritmo WFLC. Como foi definido nas especificações do experimento, a amplitude do passo deve ficar próxima a 500 mm após multiplicada pela constante de proporção obtida da análise dos

experimentos ($k = 1,6$), comparando a medida da distância das pernas do usuário obtida pelo sensor laser, com o valor fixo de 500mm, que é o valor do comprimento do passo selecionado para este experimento. A amplitude estimada pelo algoritmo FLC (compensada) é apresentada na Figura 51(d). Finalmente, observa-se a velocidade obtida do produto da amplitude pela cadência estimada (Figura 51(e)).

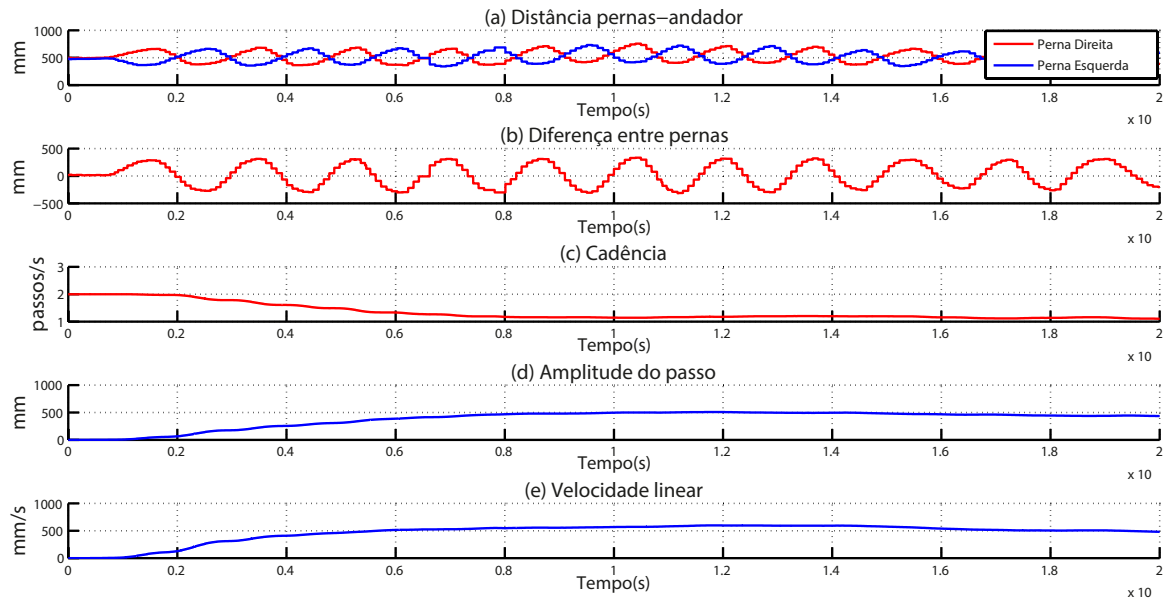


Figura 51: (a) Evolução espaço-temporal das pernas direita (vermelho) e esquerda (azul); (b) Diferença da posição das pernas; (c) Cadência estimada pelo algoritmo WFLC; (d) Amplitude estimada pelo algoritmo FLC (compensada); (e) Velocidade obtida do produto da amplitude pela cadência estimada.

Como pode-se ver nas Figuras 52(a) e 53(a), o erro de amplitude é quase constante para diferentes velocidades do usuário e para diferentes grupos de usuários divididos por tamanho. Isso se deve, principalmente, ao fato de que há fita no chão a cada passo. Pessoas mais altas apresentam maior porcentagem de erro e maior desvio padrão na obtenção de uma boa velocidade e cadência, enquanto pessoas de pequeno e médio tamanho apresentam valores de erro muito similar, em Figuras 52(a) e 52(b), respectivamente. Isto poderia ser associado ao comprimento do passo proposto para as experiências, que é de 500 mm e é, provavelmente, curto para uma pessoa de maior estatura. Por outra parte, não é possível garantir que os usuários pisem em todas as marcas no solo do mesmo jeito, o que gera um erro adicional.

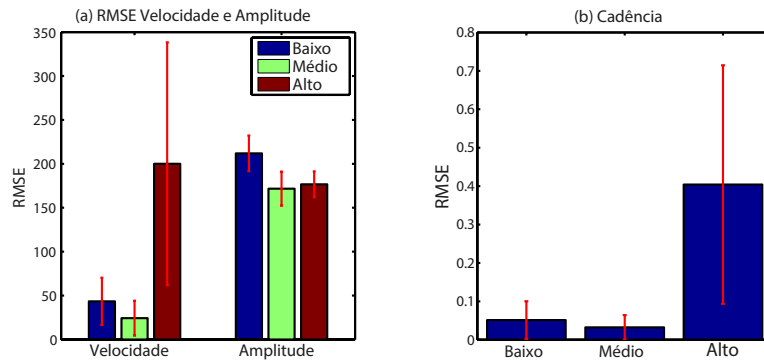


Figura 52: (a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude, separando os usuários testados em três categorias com base na altura, em azul, verde e vermelho, respectivamente, para usuários baixos, médios e altos; (b) Erro quadrático médio para cadência dos três grupos de usuários, da esquerda para a direita: baixos, médios e altos. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor.

Além disso, observa-se nas Figuras 53(a) e 53(b) que, ao realizar a marcha com baixa velocidade, é mais provável cometer um erro porcentual maior de cadência e velocidade, com desvio padrão maior do observado nos casos de velocidade normal (500 mm/s). Isto pode ser causado pela velocidade de marcha muito baixa (250 mm/s). Vale ressaltar que usuários sem patologia não estão habituados a caminhar em uma velocidade tão baixa.

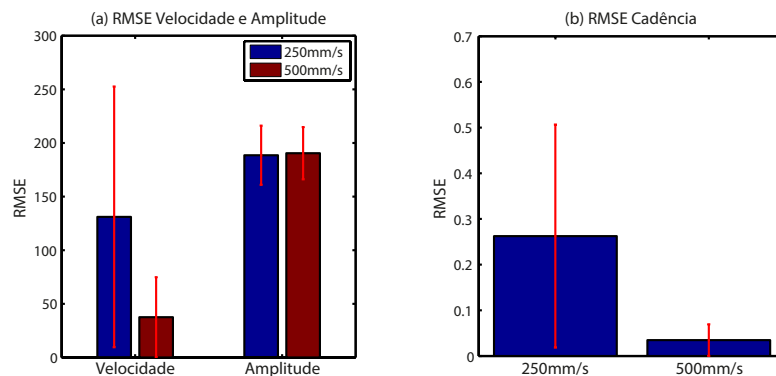


Figura 53: (a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude, separando os testes em duas categorias com base na velocidade pretendida, em azul e vermelho, respectivamente, para testes feitos com 250 mm/s e 500 mm/s; (b) Erro quadrático médio para cadência dos dois grupos de testes com diferentes velocidades, da esquerda para direita: 250 mm/s e 500 mm/s. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor a que se referem.

Como pode-se observar, o método de estimação da amplitude do passo, cadência da marcha e velocidade linear em marcha assistida para um andador robótico com velocidade normal (500 mm/s), apresenta erros quadráticos médios de estimação de

amplitude de $193,647 \pm (29,473)mm$, velocidade de $35,503 \pm (34,429)mm/s$, e cadência de $0,034 \pm (0,0303)passos/s$. Vale ressaltar que estas medidas de erro incluem não só falhas do algoritmo proposto, mas também imprecisões na realização da marcha com a cadência indicada (metrônomo) e erros de posicionamento dos pés sobre as marcas do solo.

5.6.4 Validação dos Controladores de Alto Nível

Para a validação dos controladores foram propostos três experimentos no cenário apresentado na Figura 54, onde a flecha vermelha indica a direção e a trajetória realizada pelo usuário, e as flechas pretas indicam as dimensões. O primeiro consistiu em realizar a trajetória sem controle, ou seja, os motores foram desligados e desacoplados dos eixos de tração durante o experimento. O objetivo deste teste foi criar sinais de referência para comparar o comportamento da assistência passiva com a ativa. O segundo teste consistiu em realizar a trajetória com o uso do controlador baseado somente em forças de interação entre o usuário e o andador (controlador Fuzzy). No terceiro teste fez-se uso do controlador proposto (forças de interação mais velocidade linear do usuário). Cada experimento foi realizado três vezes, a fim de obter uma base de dados, a qual permitiu a validação do algoritmo proposto.

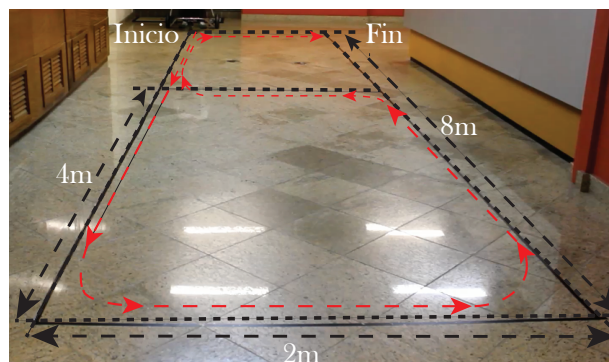


Figura 54: Cenário para validação dos controladores.

Na Figura 55, pode-se observar que o fotograma do experimento está dividido em oito etapas. Estas são: (i) início do experimento, com posição confortável do usuário sobre o andador; (ii) primeiro trajeto em linha reta com comprimento de $8m$, o qual permite a convergência do filtro WFLC para estimação dos parâmetros da marcha; (iii) primeira curva à esquerda, trajetória com comprimento de $2m$; (iv) segunda curva à esquerda, trajetória com comprimento de $4m$; (v) terceira curva à esquerda, trajetória

com comprimento de $2m$; (vi) primeira curva à direita, trajetória com comprimento de $4m$; (vii) segunda curva à direita, trajetória com comprimento de $2m$; (viii) fim do experimento. Como pode-se observar no experimento, são validadas trajetórias de comprimento longo ($8m$), médio ($4m$) e curto ($2m$). Também são validadas as respostas com curvas à direita e à esquerda.

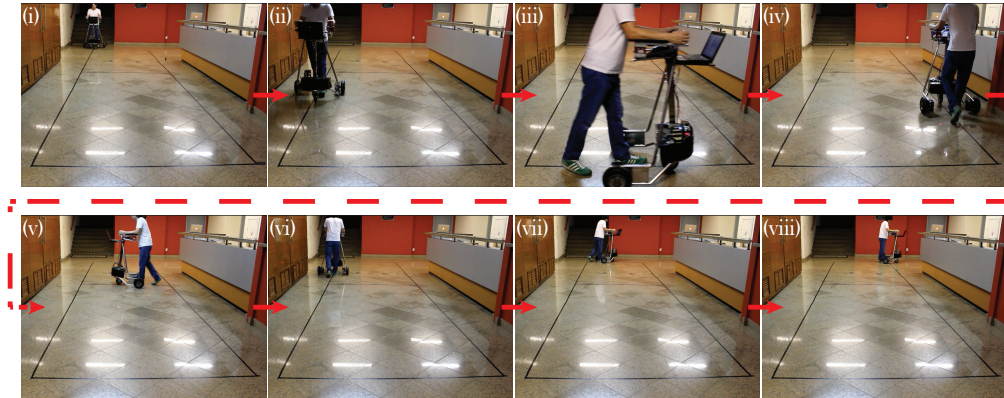


Figura 55: Fotograma do experimento.

5.7 Resultados e Discussão

5.7.1 Resposta do Controlador Baixo Nível

Os resultados obtidos da validação do controlador de baixo nível para a velocidade linear do andador são apresentados na Figura 56. Pode-se observar que o erro da velocidade linear incrementa quando o valor do *setpoint* é maior (Figura 56(a)), dando como valor máximo $\pm 0,0125m/s$. O erro da velocidade angular fica oscilando na faixa de $\pm 1 grau/s$ (Figura 56(b)), o que sugere que o andador se desloca em linha reta.

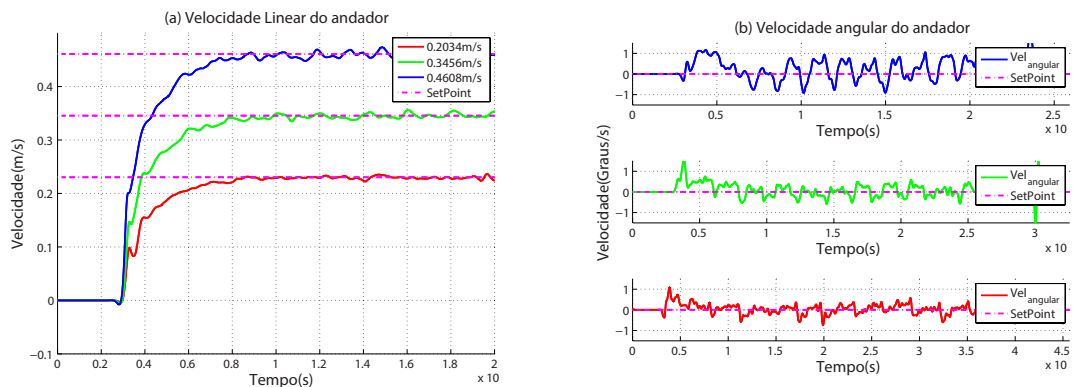


Figura 56: Resultado da validação do controlador de baixo nível para velocidade linear.

Os resultados obtidos da validação do controle de baixo nível para a velocidade linear e velocidade angular são apresentados na Figura 57, onde pode-se observar que o erro da velocidade linear e angular vai-se incrementando quando o valor do *setpoint* é maior (Figura 56(a) e (b)), com valores de $\pm 0,0106m/s$ e $\pm 1,6\text{grau}/s$ respectivamente.

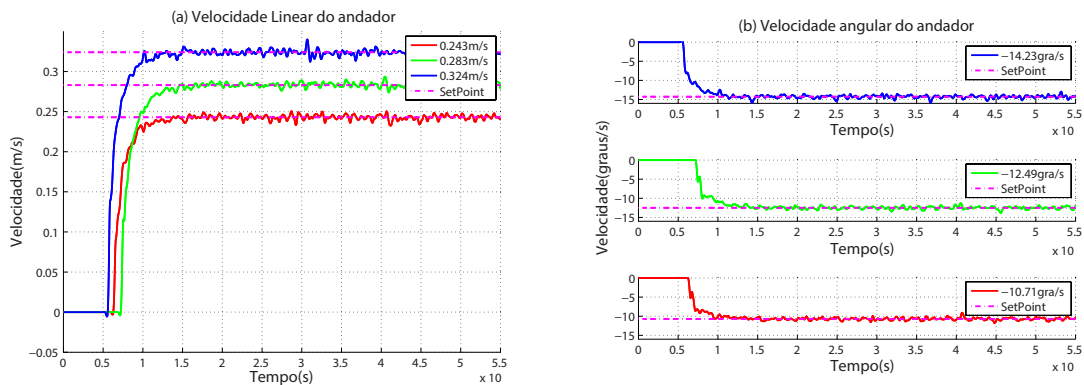


Figura 57: Resultado da validação do controlador de baixo nível para velocidade linear mais velocidade angular.

5.7.2 Resposta da Filtragem das Forças de Interação

Como foi apresentado no Capítulo 4, os sinais de força de interação entre os membros superiores do usuário e o andador são, primeiramente, filtrados pelo filtro passa-baixas *Butterworth* de segunda ordem. Esta informação é, então, filtrada pelos filtros *FLC + WFLC* para obter sinais de força sem componentes oscilatórios relacionados com a marcha. Na Figura 58, pode-se observar o sinal original de cor verde, sinal filtrado pelo filtro passa-baixas de cor preta, e sinal filtrado pelos filtros *FLC + WFLC* de cor vermelha, depois de percorrer o circuito apresentado na Figura 55.

Seis etapas relacionadas com os movimento podem ser apreciadas na Figura 58, demarcadas pelos blocos cinza. A etapa (i) representa o apoio do usuário sob o andador; a etapa (ii) representa o percurso de $8m$, além da adaptação e filtragem dos filtros *PB + FLC + WFLC* (sinal vermelho); a etapa (iii) representa a curva à esquerda, onde pode-se observar a redução em amplitude do sinal do sensor direito, e o aumento em amplitude do sinal do sensor esquerdo; a etapa (iv) representa o percurso de $2m$; a etapa (v) representa o percurso de $4m$; e finalmente a etapa (vi) representa a curva à direita onde a amplitude do sinal do sensor direito aumenta e a amplitude do sinal do sensor esquerdo diminui.

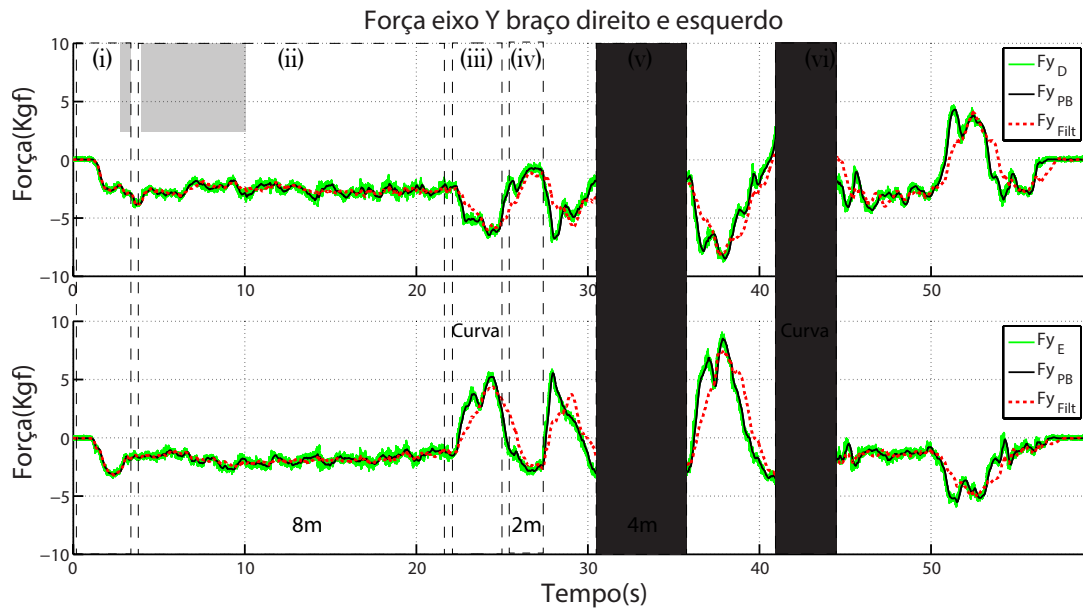


Figura 58: Sinais de força dos eixos Y e intenções de movimento relacionados.

Na Figura 59(a) é apresentado o resultado da filtragem das forças de interação obtidas do sensor direito (eixo Z) utilizando o algoritmo proposto. Na Figura 59(b) pode-se ver o espectro da transformada discreta de Fourier. Nos blocos cinzas é observado, o cancelamento das componentes relacionadas com a oscilação do tronco do usuário durante a marcha. O primeiro bloco apresenta o resultado do cancelamento da componente oscilatória horizontal do tronco, relacionada com a cadência da marcha. O segundo bloco apresenta o resultado do cancelamento da componente oscilatória vertical relacionada com as assimetrias nos apoios.

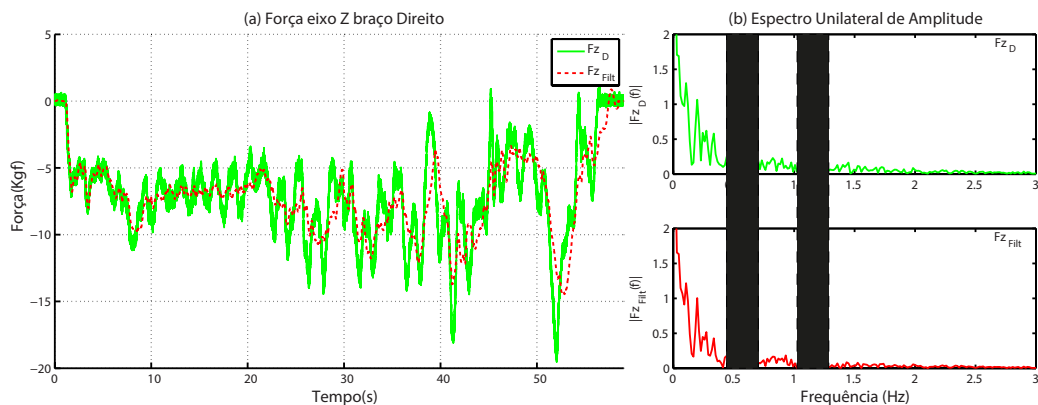


Figura 59: (a) Sinal de força obtida do braço direito eixo Z, em verde. Em vermelho, sinal filtrado por filtros $PB + FLC + WFLC$; (b) Transformada Discreta de Fourier dos dois sinais e cancelamento das componentes relacionadas com a oscilação do tronco na marcha.

Como pode se observar na Figura 59(b), o algoritmo proposto para o cancelamento das componentes oscilatórias relacionadas com a marcha, elimina estes componentes não desejados pois as intenções de movimento do usuário tem frequência muito menor à cadência. Por outra parte o algoritmo FLC tem uma largura de banda muito estreita, o que garante que componentes fora da faixa da cadência não vão ser afetados.

5.7.3 Comparação dos Parâmetros da Marcha

Como foi apresentado na seção 5.5.3, os três parâmetros relacionados com os membros inferiores são a cadência (Figura 60(b)), a amplitude do passo (Figura 60(c)) e o produto destas duas grandezas, é a velocidade linear do usuário (Figura 60(d)). Em vermelho, pode-se observar o resultado sem controle; em verde o resultado com o controlador Fuzzy; e em preto o resultado com o controlador proposto. Para este último caso, a Figura 60(a) apresenta o resultado da aquisição da evolução espaço-temporal dos membros inferiores.

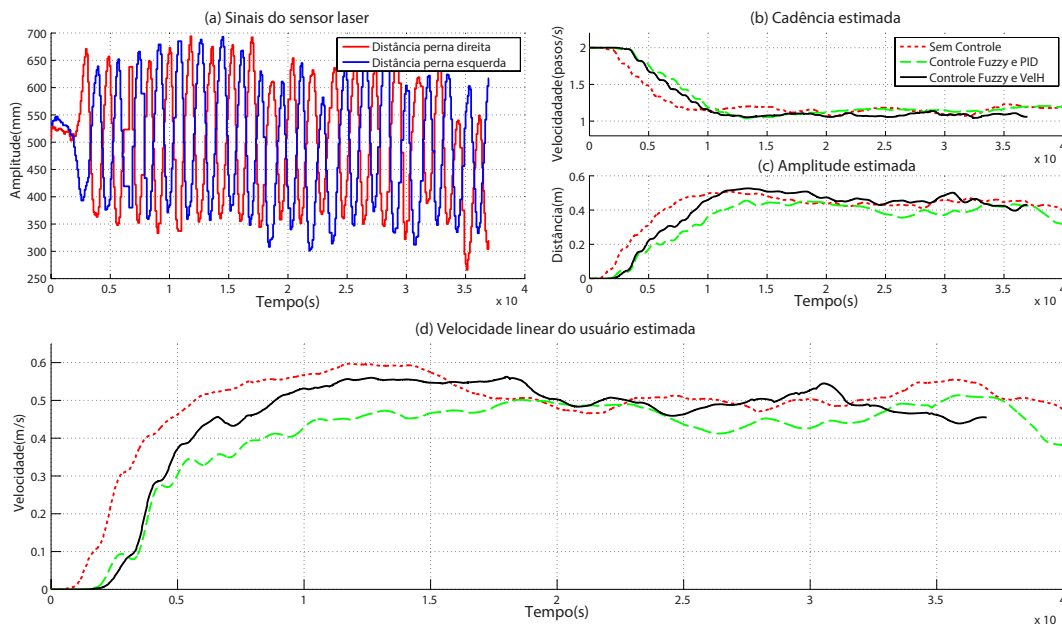


Figura 60: (a) Sinais obtidos pelo sensor de varredura laser para o caso do controlador proposto; (b) Cadência estimada para os três experimentos; (c) Amplitude estimada; (d) Velocidade linear do usuário estimada. Sinais sem controle em vermelho. Em verde sinais com controlador Fuzzy. Em preto sinais com controlador proposto.

Como pode-se observar na Figura 60(b), a adaptação da cadência para o caso de não uso do controlador converge com maior rapidez, o que sugere um padrão de

marcha mais natural. Uma observação importante é que o dispositivo está orientado para pessoas com deficiências na marcha, e sua cadência vai convergir mais lentamente, o que não implica um problema para os casos das duas propostas de controle.

Para o caso da amplitude, pode-se observar que esta, com o controlador proposto, tem um comportamento mais aproximado ao da marcha sem uso do sistema de controle. De forma similar, isto ocorre com a estimação da velocidade linear do usuário, onde o comportamento é melhor no caso da fusão dos dois controladores (Fuzzy mais velocidade linear do usuário). Esta melhoria pode-se observar na Tabela 9, onde o erro para os três parâmetros validados com o controlador proposto é inferior ao erro da validação do controlador Fuzzy anteriormente proposto e incluindo o controlador PID. A partir desta informação pode-se concluir que a melhoria no comportamento dos estimadores, em relação ao caso do sistema não controlado, indica uma melhor adaptação do sistema à marcha do usuário, demonstrando assim uma vantagem do uso do controlador proposto em relação ao apresentado em (Frizera, 2010).

Na Tabela 9 é apresentado o erro médio absoluto (Equação 5.15), dos três parâmetros validados para experimentos com o controlador Fuzzy e PID e com o controlador proposto. Esta medida de erro é determinada comparando os parâmetros da marcha com assistência passiva do andador (sem tração dos motores). Três repetições foram realizadas para cada caso.

$$erro = E [|X_{ref} - X_{sinal}|] \pm \sigma^2, \quad (5.15)$$

onde E denota a expectância, X_{ref} o sinal de referencia para os três parâmetros, X_{sinal} o sinal dos três parâmetros avaliados com controlador Fuzzy e PID e controlador proposto, e σ^2 a variância.

Vale a pena ressaltar que a adaptação dos filtros WFLC e FLC depende da resolução do sensor de varredura laser e da taxa de amostragem, o que limita a resposta imediata do controlador em caso de variação da cadência. Um estudo mais detalhado de mudanças na cadência da marcha é apresentado pelo autor no (Cifuentes et al., 2014), onde pode-se apreciar como os filtros se adaptam as mudanças de velocidade impostas pelo usuário.

Tabela 9: Comparação dos parâmetros analisados da marcha: cadência, amplitude e velocidade linear do usuário. Valores dados na forma (média \pm desvio padrão).

Parâmetros dos membros inferiores			
	Controlador Fuzzy		
	Cadência [passo/s]	Amplitude [m]	Velocidade [m/s]
Exp.1	$(0,129 \pm 0,034) \cdot 10^0$	$(0,072 \pm 0,005) \cdot 10^0$	$(0,100 \pm 0,008) \cdot 10^0$
Exp.2	$(0,093 \pm 0,014) \cdot 10^0$	$(0,048 \pm 0,001) \cdot 10^0$	$(0,079 \pm 0,002) \cdot 10^0$
Exp.3	$(0,090 \pm 0,016) \cdot 10^0$	$(0,069 \pm 0,003) \cdot 10^0$	$(0,084 \pm 0,004) \cdot 10^0$
Média	$(0,104 \pm 0,021) \cdot 10^0$	$(0,063 \pm 0,003) \cdot 10^0$	$(0,088 \pm 0,005) \cdot 10^0$
	Controlador proposto		
	Cadência [passo/s]	Amplitude [m]	Velocidade [m/s]
Exp.1	$(0,106 \pm 0,023) \cdot 10^0$	$(0,057 \pm 0,006) \cdot 10^0$	$(0,076 \pm 0,011) \cdot 10^0$
Exp.2	$(0,117 \pm 0,040) \cdot 10^0$	$(0,074 \pm 0,011) \cdot 10^0$	$(0,069 \pm 0,013) \cdot 10^0$
Exp.3	$(0,087 \pm 0,013) \cdot 10^0$	$(0,044 \pm 0,003) \cdot 10^0$	$(0,050 \pm 0,003) \cdot 10^0$
Média	$(0,103 \pm 0,025) \cdot 10^0$	$(0,058 \pm 0,007) \cdot 10^0$	$(0,065 \pm 0,009) \cdot 10^0$

5.7.4 Resposta do Controlador de Alto Nível

Na Figura 61 pode-se observar o resultado das velocidades linear e angular do andador para os dois controladores testados: o primeiro baseado em forças de interação entre o usuário e o andador (controlador Fuzzy), e o segundo o controlador proposto neste trabalho. Os sinais verdes são as velocidades desejadas, as quais são determinadas pelo controlador de lógica difusa em relação aos sinais de entrada dos eixos Y e Z dos sensores de força. Em vermelho, são mostrados os sinais de resposta do andador.

Algumas vantagens foram obtidas em relação ao controlador proposto (Figura 61(c) e (d)). A primeira é a suavidade de resposta (sinais vermelhos), o que representa menos oscilações no dispositivo e uma resposta mais natural no seguimento da intenção de movimento. A segunda vantagem é que esta redução de oscilações representa um consumo energético menor do andador, pois o seguimento do comando de movimento é mais estável. O erro para a velocidade linear também é menor, proporcionando uma melhora de 60% em relação ao controlador Fuzzy. Entretanto, para a velocidade angular, o erro aumentou em 7%, o qual é um valor que não afeta o funcionamento do dispositivo no momento de realizar uma curva. Isto se deve à resposta do filtro adaptativo usado na estimação de velocidade linear, a qual não é imediata e fica uma componente remanente deste sinal que afeta a resposta da velocidade angular.

Por outra parte é observado como no final do experimento o sinal do andador (vermelho), fica em zero depois do momento que o usuário deixa de se apoiar no dispositivo. Isto proporciona segurança em situações de risco, pois o dispositivo freia automaticamente se não detecta, a presença do usuário nos apoios de antebraço. Na

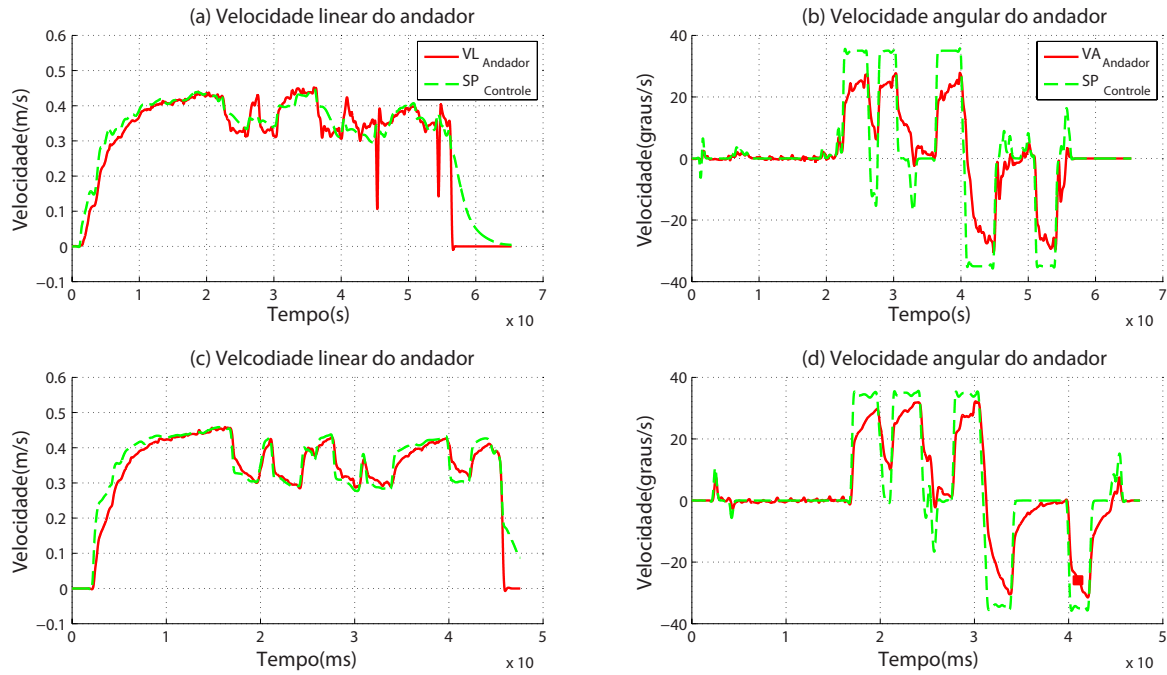


Figura 61: Comparação de velocidade linear e angular do controlador Fuzzy (a) e (b), com o controlador proposto (c) e (d).

seguinte seção serão detalhadas as regras de segurança.

Na Tabela 10, são apresentados os erros médios absolutos para os parâmetros de velocidades linear e angular do andador. O erro é determinado comparando a resposta do andador em relação ao *setpoint* da velocidade gerado pelas intenções de movimento e pelo classificador Fuzzy.

Tabela 10: Comparação das velocidades linear e angular do andador com os *setpoints*. Valores dados na forma (média \pm desvio padrão).

Erros dos controladores		
	Controlador Fuzzy	
	Velocidade [m/s]	Velocidade [graus/s]
Exp.1	$(0,286 \pm 0,017) \cdot 10^{-1}$	$(4,764 \pm 49,96) \cdot 10^0$
Exp.2	$(0,292 \pm 0,021) \cdot 10^{-1}$	$(4,144 \pm 42,79) \cdot 10^0$
Exp.3	$(0,429 \pm 0,067) \cdot 10^{-1}$	$(4,495 \pm 46,14) \cdot 10^0$
Média	$(0,033 \pm 0,003) \cdot 10^0$	$(4,468 \pm 46,30) \cdot 10^0$
	Controlador proposto	
	Velocidade [m/s]	Velocidade [graus/s]
Exp.1	$(0,244 \pm 0,014) \cdot 10^{-1}$	$(4,686 \pm 50,00) \cdot 10^0$
Exp.2	$(0,213 \pm 0,011) \cdot 10^{-1}$	$(4,901 \pm 49,58) \cdot 10^0$
Exp.3	$(0,206 \pm 0,009) \cdot 10^{-1}$	$(4,863 \pm 54,83) \cdot 10^0$
Média	$(0,022 \pm 0,001) \cdot 10^0$	$(4,817 \pm 51,47) \cdot 10^0$

5.8 Regras de Segurança

O sistema de segurança do *UFES Smart Walker* é um ponto crítico, já que um comportamento inadequado por parte do dispositivo pode gerar uma queda do usuário. Isto que representa um risco muito alto para pessoas idosas ou com problemas/disfunções de mobilidade. Para garantir que a resposta do andador em algumas situações de risco seja a adequada, são propostas as seguintes regras de segurança.

Antebraços Apoiados. Para que o sistema de controle habilite a transmissão dos sinais de controle aos motores e o andador comece a deslocar-se de acordo com a intenção de movimento, é necessário que o usuário esteja apoiado de forma correta, com os dois antebraços sobre os apoios do andador. Se esta regra não se cumpre, o controle bloqueia as rodas do andador.

Intenção de Freiar. Se o usuário realiza uma intenção de movimento para trás, este gesto (captado pelos sensores de força) será interpretado como uma intenção de freiar, e o andador parará os motores.

Amplitude dos Passos da Marcha. O andador só vai se movimentar se a pessoa realiza intenção de caminhar. A amplitude dos passos do usuário é estimada pelo filtro adaptativo WFLC. Baseado num limiar determinado experimentalmente, verifica-se se a pessoa está ou não caminhando. Se o usuário fica apoiado corretamente, mas não caminha, os motores do andador não se moverão.

Botão de Segurança. Os três itens anteriores são soluções propostas no *software* de controle, mas se eles falharem por qualquer hipótese, é proposta uma quarta regra: o uso de um botão de segurança para desligar e bloquear os motores. Este botão interrompe diretamente o fluxo de energia à placa de controle de motores (LAZARIM), pois é a encarregada de gerenciar as Ponte-H dos atuadores. Se a pessoa fica apoiada corretamente, e realiza a intenção de caminhar, mas o botão fica desligado, os motores não se moverão.

Na Figura 62 pode-se observar as três primeiras regras de segurança, as quais são executadas baseadas em limiares obtidos de forma experimental. (1) Para a primeira regra (bloco vermelho), o limiar para os dois sinais de força no eixo Z é $K_Z = -2Kgf$; (2) A segunda regra de segurança (bloco verde) toma os sinais do eixo Z filtrados e sem cadência, isto para segurar que os filtros FLC estão funcionando corretamente. O valor deste limiar $K_{Zf} = -0,2Kgf$ é 10 vezes menor que o valor do K_Z , devido a que os sinais do bloco vermelho são tomados diretamente dos sensores de força e podem apresentar ruído com amplitudes muito maiores que os sinais filtrados pelo filtro FLC; (3) O bloco laranja usa o limiar de $Amp = 0,02m$ para determinar se a pessoa está caminhando ou não.

Estas três regras de segurança são também consideradas no bloco de controle de baixo nível, e na entrada e saída do controlador PID. O sistema redundante não implica um custo computacional maior e proporciona um grau maior de segurança.

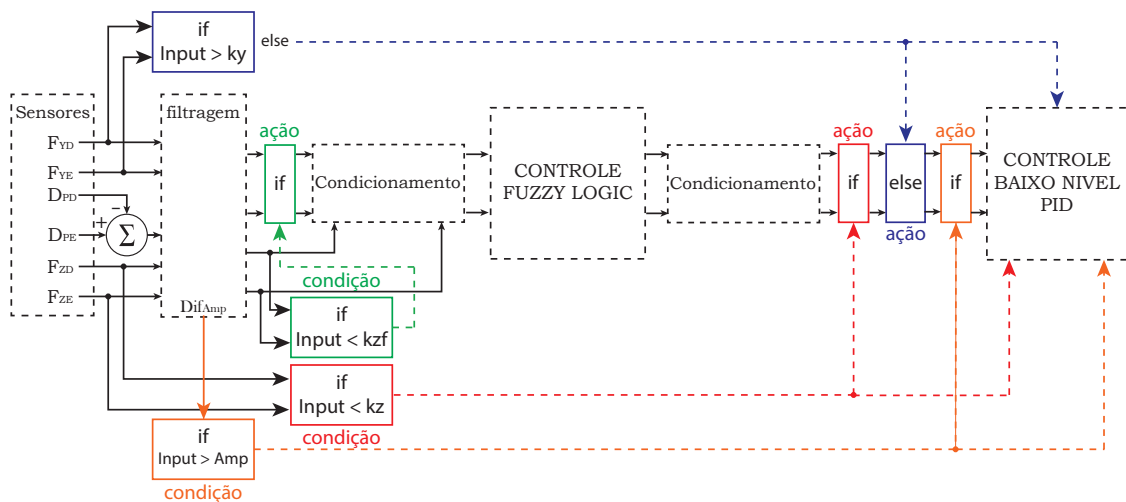


Figura 62: Sistema de segurança do *UFES Smart Walker*.

6 *Conclusões e trabalhos futuros*

6.1 Conclusões

Na introdução deste trabalho foi feita a contextualização do problema social envolvido nesta pesquisa: que é o transtorno da marcha como problema comum apresentado pela população idosa. Este problema foi uma motivação para o desenvolvimento deste trabalho, o que permitiu definir os objetivos a serem alcançados para o desenvolvimento de um dispositivo de apoio e reabilitação à marcha humana. Finalmente, foi apresentada a estrutura geral do texto para proporcionar ao leitor uma visão global do conteúdo deste livro.

No Capítulo 2, foram abordados os dispositivos de ajuda à marcha, com especial ênfase nos andadores robóticos, atualmente objeto de pesquisa na comunidade científica. Busca-se um dispositivo de apoio à marcha e reabilitação mais natural, seguro e adaptado às necessidades do usuário. Neste contexto, foi feita uma análise das características de cada dispositivo, mostrando os benefícios dos mesmos na melhoria da qualidade de vida das pessoas idosas. Por outra parte, foram expostas algumas melhorias no âmbito das contribuições científicas, aplicações de desenvolvimento e dos algoritmos de controle, as quais podem proporcionar uma melhor adaptação dos andadores robóticos às necessidades dos usuários.

No Capítulo 3 foi apresentado o *UFES Smart Walker*, abordando características de *hardware* e *software*. Entre as propriedades da estrutura mecânica deste dispositivo, destaca-se o conjunto moto-redutor, o qual fica travado se os motores não recebem tensão, o que dá um grau a mais de segurança ao sistema. Além disso, a plataforma de apoio nos antebraços do usuário permite uma acomodação mais ergonômica, evitando, assim, problemas relacionados com a má postura. Para finalizar, o espaço para a acomodação da pessoa dentro do andador é o suficientemente amplo para não

atrapalhar a locomoção durante seu uso. Das propriedades dos sensores empregados, os sensores de força triaxiais são independentes para cada braço, o que permite a medição das seis componentes de forças de interação durante a marcha assistida. O sensor de varredura laser tem capacidade de determinar a distância às pernas do usuário e estimar parâmetros relacionados com a marcha do usuário. Com relação da eletrônica associada ao andador, os módulos de alto rendimento escolhidos proporcionam o processamento das estratégias de filtragem e controle em tempo real.

O Capítulo 4 descreve a estratégia de filtragem proposta, a qual permitiu a eliminação dos sinais de alta frequência, gerados pelas vibrações da estrutura pelas imperfeições no chão e nas rodas, e a filtragem das oscilações nos sinais de força, geradas pela oscilação do tronco do usuário durante o caminhar. Esta estratégia de filtragem é de baixo custo computacional, o que permite sua implementação em tempo real. Uma boa filtragem e adequada detecção dos parâmetros de interação entre o andador e o usuário é fundamental para o bom desempenho das estratégias de assistência e reabilitação.

No Capítulo 5 foi feita a proposta e validação dos controladores de alto e baixo nível. O controlador selecionado foi o classificador Fuzzy, dada a sua flexibilidade no momento da implementação. A inferência das intenções de movimento foi validada em experimentos de marcha assistida. Nesse capítulo foi apresentada a estimação de componentes relacionadas com a marcha, como cadência e amplitude do passo. O produto destas duas grandezas determinou a velocidade linear do usuário, parâmetro usado no controlador proposto. Além disso, foi validado o controlador de baixo nível e foram determinadas as velocidades máximas linear e angular do andador. Os resultados obtidos ficam dentro do padrão de marcha normal, o que pode garantir que o andador não vai exceder os limites de velocidade, proporcionando, assim, segurança aos usuários.

Todos os experimentos realizados neste trabalho foram feitos com pessoas sem deficiências relacionadas com a locomoção, a fim de se ter um modelo de referência do comportamento dos sinais obtidos. Pode-se concluir que o dispositivo desenvolvido realiza as seguintes funções:

Força de Interação. Permite inferir a intenção de movimento baseado em forças de interação entre o membro superior entre do usuário e o andador. Os sensores de

força são uma interface simples que oferece uma maneira natural e intuitiva para atingir esse objetivo.

Detecção de Pernas. Permite estimar parâmetros da evolução espaço-temporal dos membros inferiores, como cadência, amplitude do passo, distância da pessoa em relação ao andador, e velocidade linear do usuário.

Integração de Dispositivos. Permite a integração com outros tipos de sensores para o melhoramento da aquisição de parâmetros relacionados com o processo de apoio ou reabilitação da marcha.

Realização de Histórico. Permite o armazenamento dos sinais resultantes dos experimentos. Este histórico é útil para a análise dos sinais e melhorias das estratégias de assistência e reabilitação, e também para profissionais da área da saúde, a fim de se ter uma referência da evolução do paciente.

Segurança. Proporciona diferentes graus de segurança para evitar a queda do usuário. As regras de segurança devem ser atendidas para que o dispositivo possa se mover. Estas regras são baseadas em comportamentos intuitivos, determinados a partir dos sinais dos sensores do andador.

6.2 Publicações Relacionadas com este Trabalho de Pesquisa

Revistas científicas

- Cifuentes, C. A. ; **Rodriguez, C. A.** ; Frizera, A. ; Bastos, T. ; Carelli R., Multimodal Human-Robot Interaction for Walker-Assisted Gait. In: IEEE Systems Journal, Article DOI: 10.1109/JSYST.2014.2318698. Aceito 10-04-2014.

Congressos nacionais e internacionais.

- **Rodríguez, C. A.**; Cifuentes C. A.; Tausel, L.; Frizera Neto, A.; Bastos Filho, T., Estimaco de Velocidade Linear em Marcha Assistida por Andador Utilizando Varredura Laser. In: VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP 2013, Santo Domingo. Actas del VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad 2013, 2013. v. 1. p. 261-266.
- **Rodríguez, C. A.**; Cifuentes C. A.; Frizera Neto, A.; Bastos Filho, T., Metodologia para Obteno de Comandos de Navegao de um Andador Robtico Através de Sensores de Fora e Laser. In: XI Simpósio Brasileiro de Automao Inteligente (SBAI) 2013, Fortaleza. Anais do XI Simpósio Brasileiro de Automao Inteligente (SBAI) 2013, 2013. p. 6.
- Carlos A. Cifuentes, **Camilo Rodriguez**, Anselmo Frizera, and Teodiano Bastos, Sensor Fusion to Control a Robotic Walker Based on Upper-Limbs Reaction Forces and Gait Kinematics. In: IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) 2014, São Paulo, Brazil.
- Luca Tausel, Carlos A. Cifuentes Garcia, **Camilo Arturo Rodríguez Díaz**, Anselmo Frizera Neto, and Teodiano Bastos-Filho, Human-Walker Interaction on Slopes Based on LRF and IMU Sensors. In: IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) 2014, São Paulo, Brazil.

Capítulo de Livro.

- FRIZERA NETO, Anselmo ; ELIAS, Arlindo ; CIFUENTES, Carlos ; VALADÃO, Carlos ; SCHNEIDER JÚNIOR, Valmir ; **RODRIGUEZ, C.** ; CARELLI, Ricardo ; BASTOS-FILHO, TEODIANO FREIRE . Walkers. In: Teodiano Freire Bastos-Filho; Dinesh Kant Kumar; Sridhar Arjunan. (Org.). Devices for Mobility and Manipulation for People with Reduced Abilities (Rehabilitation Science in Practice Series). 1ed.: CRC Press, 2014, v. 1, p. 141-166. ISBN 978-1466586451.
- Anselmo Frizera Neto; Arlindo Elias; Carlos Cifuentes; **Camilo Rodríguez**; Teodiano Bastos; Ricardo Carelli. Human-Machine Interaction Strategies for

Assisting Gait. The UFES Smart Walker Proposal. In: Springer Tracts in Advanced Robotics (STAR). (**Em revisão**).

6.3 Trabalhos Futuros

Como trabalho futuro propõe-se a validação clínica do dispositivo com pessoas com deficiência de mobilidade, de forma a corroborar o apoio prestado pelo dispositivo a este coletivo. Serão propostos diferentes protocolos de experimentação, dependendo das patologias dos usuários, a fim de extrair sinais naturais de movimento. Nestes sinais espera-se encontrar padrões relacionados com as patologias dos usuários, como padrões de marcha assimétricos e comportamentos não previstos neste trabalho. Com esta informação, pode-se selecionar uma melhor estratégia de controle para apoiar a marcha.

Serão propostas mais estratégias de controle e fusão de sinais, a fim de fornecer melhor apoio à marcha. Com isto, espera-se obter uma interface mais natural, segura e adaptável às necessidades do usuário. Atualmente, está sendo desenvolvido um controlador de impedâncias, com o qual espera-se obter uma melhoria de desempenho em relação aos controladores testados neste trabalho.

Em relação ao *hardware*, propõe-se uma melhora na implementação do conjunto motor/*encoders*. Por outra parte, propõe-se um sistema elétrico para o acoplamento do eixo com a roda, por exemplo, uma embreagem magnética. Adicionalmente, o sistema de elevação manual para os apoios dos antebraços pode ser substituído por uma coluna de elevação elétrica. Estas modificações fornecerão uma adaptação mais segura e eficiente para o usuário, de acordo com as necessidades do mesmo.

Em relação à eletrônica, propõe-se a integração de mais sensores para auxiliar à navegação do dispositivo e proporcionar maior segurança à marcha, além de dar suporte aos algoritmos de controle. Propõe-se também integrar mais sensores para extrair informação de movimento do usuário, além de sensores para monitorar sinais vitais do mesmo, o que resultará muito útil para os médicos, permitindo gravar um histórico da saúde do usuário e da evolução da reabilitação, além da coleta de dados para o melhoramento das estratégias de controle.

Bibliografia

- Abellanas, A. (2009). Propuesta de una técnica para el análisis de las evoluciones de los pies en la asistencia y rehabilitación de la marcha. Master en sistemas electronicos avanzados y sistemas inteligentes, Universidad de Alcalá.
- Advantech (2013). Advantech enabling an intelligent planet. In: *web: <http://www.advantech.com/>*.
- Alwan, M., Wasson, G., Sheth, P., Ledoux, A., and Huang, C. (2004). Passive derivation of basic walker-assisted gait characteristics from measured forces and moments. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, p. 2691–2694.
- Antoniou, A. (2006). *Digital signal processing*. McGraw-Hill.
- Bateni, H. and Maki, B. E. (2005). Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(1):134–145.
- Blake, A. J., Morgan, K., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B. J., Arie, T. H. D., Fentem, P. H., and Bassey, E. J. (1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and ageing*, 17(6):365–372.
- Boell Filho, M. and Silva Junior, M. (2011). Conceção, projeto, dimensionamento e construção de um andador robótico. Projeto de graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES).
- Bradley, S. M. and Hernandez, C. R. (2011). Geriatric assistive devices. *American family physician*, 84(4):405.
- Brookner, E. (1998). *Tracking and Kalman Filtering Made Easy*. John Wiley and Sons.
- Campbell, A. J., Reinken, J., Allan, B. C., and Martinez, G. S. (1981). Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. *Age and ageing*, 10(4):264–270.

- Ceres, R. (2007). Las tecnologías de apoyo para la vida independiente de los mayores. *Entre Mayores EM*, p. 10–11.
- Ceres, R., Pons, J. L., Calderon, L., Jimenez, A. R., and Azevedo, L. (2005). A robotic vehicle for disabled children. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 24(6):55–63.
- Chang, M.-F., Mou, W.-H., Liao, C.-K., and Fu, L.-C. (2012). Design and implementation of an active robotic walker for parkinson’s patients. In: *SICE Annual Conference (SICE), 2012 Proceedings of*, p. 2068–2073.
- Chuy Jr, O., Hirata, Y., Wang, Z., and Kosuge, K. (2005). Motion control algorithms for a new intelligent robotic walker in emulating ambulatory device function. In: *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference*, vol. 3, p. 1509–1514.
- Cifuentes, C., Rodriguez, C., Frizzera-Neto, A., Bastos-Filho, T., and Carelli, R. (2014). Multimodal humanrobot interaction for walker-assisted gait. *Systems Journal, IEEE*, PP(99):1–11.
- Constantinescu, R., Leonard, C., Deeley, C., and Kurlan, R. (2007). Assistive devices for gait in parkinson’s disease. *Parkinsonism & related disorders*, 13(3):133–138.
- Cook, A. M. and Hussey, S. (2001). Assistive technologies: Principles and practice.
- Cortés, U., Martinez-Velasco, A., Barrué, C., Martín, E., Campana, F., Annicchiarico, R., and Caltagirone, C. (2008). Towards an intelligent service to elders mobility using the i-walker. In: *Proc. of AAAI Fall Symposia AI in Eldercare: New Solutions to Old Problems*.
- Costa, N. and Caldwell, D. G. (2006). Control of a biomimetic. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, p. 495–501.
- Cubo, E., Moore, C. G., Leurgans, S., and Goetz, C. G. (2003). Wheeled and standard walkers in parkinson’s disease patients with gait freezing. *Parkinsonism & related disorders*, 10(1):9–14.

- DiamondSystems (2013). Diamond systems, diamond-mm-32dx-at analog i/o module, analog i/o pc/104 module with advanced automatic autocalibration. In: *web: <http://www.diamondsystems.com/products/dmm32dx>*.
- Doga (1958). Doga s.a. In: *web: <http://www.doga.es/>*.
- Dubowsky, S., Genot, F., Godding, S., Kozono, H., Skwersky, A., Yu, H., and Yu, L. S. (2000). Pamm-a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring: a “helping-hand”for the elderly. In: *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on*, vol. 1, p. 570–576.
- Dunn, J. E., Rudberg, M. A., Furner, S. E., and Cassel, C. K. (1992). Mortality, disability, and falls in older persons: the role of underlying disease and disability. *American Journal of Public Health*, 82(3):395–400.
- Duxbury, A. S. (2000). Gait disorders and fall risk: Detection and prevention. *Comprehensive therapy*, 26(4):238–245.
- Faruqui, S. R. and Jaeblon, T. (2010). Ambulatory assistive devices in orthopaedics: uses and modifications. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(1):41–50.
- Flynn, A. M., Jones, J. L., and Seiger, B. (1993). Mobile robots: Inspiration to implementation. *AK Peters, Wellesley, Mass.*
- Freescale (2008). Freescale semiconductor, data sheet, technical data, an energy efficient solution by freescale. In: *web: http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/data_sheet/MC9S08QE128.pdf*.
- Freescale (2012). Freescale semiconductor, data sheet, technical data, 5.0 a h-bridge with load current feedback. In: *web: http://www.freescale.com/files/analog/doc/data_sheet/MC33887.pdf*.
- Frizera, A. (2010). *Interfaz Multimodal para Modelado, Estudio y Asistencia a la Marcha Humana Mediante Andadores Robóticos*. Tese de Doutorado, Universidad de Alcalá.
- Frizera, A., Ceres, R., Pons, J. L., Abellanas, A., and Raya, R. (2008). The smart walkers as geriatric assistive device. the symbiosis purpose. *Gerontechnology*, 7(2):108.

- Frizera, A., Ceres, R., Rocón de Lima, E., and Pons, J. L. (2011). Empowering and assisting natural human mobility: The symbiosis walker. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 8(3):34–50.
- Frizera, A., Elias, A., del Ama, A., Ceres, R., and Bastos, T. (2012). Characterization of spatio-temporal parameters of human gait assisted by a robotic walker. In: *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*, p. 1087–1091.
- Frizera, A., Gallego, J. A., Rocon, E., Pons, J. L., and Ceres, R. (2010). Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait. *Biomedical engineering online*, 9(1):37.
- Futek (2013). Futek advanced sensor technology. In: *web: <http://www.futek.com/>*.
- Gryfe, C. I., Amies, A., and Ashley, M. J. (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population: I. incidence and morbidity. *Age and ageing*, 6(4):201–210.
- Hokuyo (2006). Hokuyo automatic co., ltd. In: *web: <http://www.hokuyo-aut.jp/>*.
- Instituto Nacional de Estadística, I. (2009). Panorámica de la discapacidad en España. In: *<http://www.ine.es/revistas/cifraine/1009.pdf>*, p. 1–12.
- Kaye, H. S., Kang, T., and LaPlante, M. P. (2000). *Mobility device use in the United States*, vol. 14. National Institute on Disability and Rehabilitation Research, US Department of Education.
- King, M. B. and Tinetti, M. E. (1996). A multifactorial approach to reducing injurious falls. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4):745–759.
- Kosinski, R. (2008). Literature review on reaction time. clemson university. In: *web: <http://bsdc2009.pbworks.com/f/literature+review+-+Clemson+Univ.pdf>*.
- Lacey, G. and Dawson-howe, K. (1997). Evaluation of Robot Mobility Aid for the Elderly Blind. In: *Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*.
- Lacey, G., Mac Namara, S., and Dawson-Howe, K. M. (1998). Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind. In: *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, p. 211–220.

- Latt, W., Tan, U.-X., Veluvolu, K., Shee, C., and Ang, W. (2009). Real-time estimation and prediction of periodic signals from attenuated and phase-shifted sensed signals. In: *Advanced Intelligent Mechatronics, 2009. AIM 2009. IEEE/ASME International Conference on*, p. 1643–1648.
- Litwin, L. (2000). Fir and iir digital filters. *Potentials, IEEE*, 19(4):28–31.
- Mahoney, J. E., Sager, M. A., and Jalaluddin, M. (1998). With hospitalization for acute medical illness : Incidence and significance. 53(4):307–312.
- Mann, K. A., Wernere, F. W., and Palmer, A. K. (1989). Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopaedic research*, 7(2):304–306.
- Martins, M. M., Santos, C. P., Frizera-Neto, A., et al. (2011). Assistive mobility devices focusing on smart walkers: Classification and review. *Robotics and Autonomous Systems*.
- MathWorks (2013). Mathworks, accelerating the pace of engineering and science, xpc target, perform hardware-in-the-loop simulation and real-time rapid control prototyping. In: *web: <http://www.mathworks.com/products/xpctarget/>*.
- Mazo, M. (2001). An integral system for assisted mobility [automated wheelchair]. 8(1):46–56.
- Microchip (2010). Microchip, dspic30f4011/4012 data sheet, high-performance, 16-bit digital signal controllers. In: *web: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70135G.pdf>*.
- Morris, A., Donamukkala, R., Kapuria, A., Steinfeld, A., Matthews, J. T., Dunbar-Jacob, J., and Thrun, S. (2003). A robotic walker that provides guidance. In: *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, vol. 1, p. 25–30.
- Ogata, K. (1998). *Modern Control Engineering*. Hall, Prentice, México, 3 ed.
- Prudham, D., Evans, J. G., et al. (1981). Factors associated with falls in the elderly: a community study. *Age and Ageing*, 10(3):141.

- Raya, R., Rocon, E., Ceres, R., and Pajaro, M. (2012). A mobile robot controlled by an adaptive inertial interface for children with physical and cognitive disorders. In: *Technologies for Practical Robot Applications (TePRA), 2012 IEEE International Conference on*, p. 151–156.
- Rentschler, A. J., Cooper, R. A., Blasch, B., and Boninger, M. L. (2003). Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of va-pamaid robotic walker. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development*, p. 423–432.
- Rentschler, A. J., Simpson, R., Cooper, R. A., and Boninger, M. L. (2008). Clinical evaluation of guido robotic walker. *J Rehabil Res Dev*, 45(9):1281–1293.
- Riviere, C. (1995). *Adaptive suppression of tremor for improved human-machine control*. Tese de Doutorado, Johns Hopkins University.
- Riviere, C. N., Rader, R. S., and Thakor, N. V. (1998). Adaptive cancelling of physiological tremor for improved precision in microsurgery. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 45(7):839–846.
- Rodríguez, C. A., Cifuentes, C. A., Tausel, L., Frizera, A., and Bastos, T. (2013). Estimaco de velocidade linear em marcha assistida por andador utilizando varredura laser. In: *Actas del VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP 2013*, vol. 1, p. 261–266.
- Salminen, A.-L., Brandt, A., Samuelsson, K., Toytari, O., and Malmivaara, A. (2009). Mobility devices to promote activity and participation: a systematic review. *Journal of rehabilitation medicine*, 41(9):697–706.
- Schneider J., V. (2013). Deteco de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicada a um andador robtico. Dissertao de mestrado em engenharia eltrica, Universidade Federal do Esprito Santo.
- Schneider J., V., Frizera-Neto, A., Valadao, C., Elias, A., and Bastos Filho, T. (2012). Deteco de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicado a um andador robtico. In: *Anais do xix congresso brasileiro de automatica, cba 2012*.
- Shi, F., Cao, Q., Leng, C., and Tan, H. (2010). Based on force sensing-controlled human-machine interaction system for walking assistant robot. In: *Intelligent Control and Automation (WCICA), 2010 8th World Congress on*, p. 6528–6533.

- Statistics Bureau, S. J. (2013). Ministry of internal affairs and communications, government of japan. In: <http://www.stat.go.jp/english/data/handbook/c0117.htm#c02>.
- Tan, R., Wang, S., Jiang, Y., Ishida, K., and Nagano, M. (2010). Adaptive controller for motion control of an omni-directional walker. In: *Mechatronics and Automation (ICMA), 2010 International Conference on*, p. 156–161.
- United Nations, U. (2011). Estado de la población mundial 2011. In: http://foweb.unfpa.org/SWP2011/reports/SP-SWOP2011_Final.pdf.
- United Nations, U. (2013). Department of economic and social affairs, magnitude and speed of population ageing. In: <http://www.un.org/esa/population/publications/worldageing19502050/pdf/80chapterii.pdf>.
- Usdigital (2014). Usdigital. In: *web: http://usdigital.com/products/encoders*.
- Van Hook, F. W., Demonbreun, D., Weiss, B. D., et al. (2003). Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *American family physician*, 67(8):1717–1724.
- Vaz, C., Kong, X., and Thakor, N. (1994). An adaptive estimation of periodic signals using a fourier linear combiner. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 42(1):1–10.
- Vaz, C. A. and Thakor, N. V. (1989). Adaptive fourier estimation of time-varying evoked potentials. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 36(4):448–455.
- Widrow, B., HOFF, M. E., et al. (1960). Adaptive switching circuits.
- Widrow, B. and Stearns, S. D. (1985). *Adaptive signal processing*, vol. 15.
- Yang, S. and Kong, L. (2009). Research on characteristic extraction of human gait. In: *Bioinformatics and Biomedical Engineering , 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on*, p. 1–4.
- Yu, K.-T., Lam, C.-P., Chang, M.-F., Mou, W.-H., Tseng, S.-H., and Fu, L.-C. (2010). An interactive robotic walker for assisting elderly mobility in senior care unit. In: *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 2010 IEEE Workshop on*, p. 24–29.